



Bachelorarbeit

Machbarkeitsstudie zur Messung von Biegung und Torsion an der Tibia mittels Digital Image Correlation

Maren Silke Waltraud Mund

11. Februar 2020

FH Aachen University of Applied Sciences
Campus Jülich
Fachbereich Medizintechnik und Technomathematik
Studiengang Biomedizinische Technik

Selbstständigkeitserklärung

Diese Arbeit ist von mir selbstständig angefertigt und verfasst worden. Es sind keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt worden.

Jülich, den 11. Februar 2020

Maren Silke Waltraud Mund

Diese Arbeit wurde betreut von:

1. Prüfer: Prof. Dr.-Ing. Manfred Staat
2. Prüfer: Dipl.-Ing. Andreas Horbach

Zusammenfassung

Die Knochenadaption ist die Anpassung der Knochen an mechanische Belastungen. Somit führt die Deformation eines Knochens zu seiner Stabilisierung und seinem Wachstum. Bis heute ist nicht bekannt, welche Deformationsschemata zur Knochenadaption führen, da eine einfache Methode zu ihrer Messung fehlt. Aus diesem Grund hat *Yang et al.* zusammen mit dem Deutschen Zentrum für Luft- und Raumfahrt eine 2014 in [1] veröffentlichte *in vivo* Studie zur Deformation der Tibia unter Belastung durchgeführt. Mittels drei Knochenschrauben und einem Vicon System wurde die Tibiadeformation von fünf Testpersonen während verschiedenster Geh- und Laufgeschwindigkeiten gemessen. Es wurde eine anterior-posterior Biegung von $0,15^{\circ}$ - $1,30^{\circ}$ der proximalen Tibia in Relation zur distalen Tibia festgestellt. Zusätzlich trat eine medial-laterale Biegung zwischen $0,38^{\circ}$ - $0,90^{\circ}$ der proximalen Tibia auf. Des Weiteren konnte, besonders bei langsameren Geschwindigkeiten, eine Torsion der proximalen Tibia um $0,67^{\circ}$ - $1,66^{\circ}$ zur distalen Tibia gemessen werden. Um mehr Informationen in diesem Bereich zu gewinnen, wird nun nach einer nicht invasiven Methode zur Messung von Knochendeformationen gesucht. Bisher bestehen zwei Ansätze. Es soll untersucht werden, ob ein System zur *Digital Image Correlation* oder ein *Vicon motion capture* System zur Erfassung der Deformationen im Stande ist.

Diese Bachelorarbeit setzt sich mit der Möglichkeit der Messung von Biegung und Torsion eines Knochens mittels digitaler Bildkorrelation auseinander. Ziel war es, die digitale Bildkorrelation auf ihre Tauglichkeit bezüglich dieser Messungen zu überprüfen. Dabei lag der Fokus auf der Genauigkeit des Systems. Zur Überprüfung der Tauglichkeit des Systems wurde ein Kunstknochen definiert bewegt und die bekannte Bewegung mit der digitalen Bildkorrelation gemessen. Im Nachhinein wurden die Ergebnisse auf ihre Genauigkeit hin untersucht. Aufgrund der Schwierigkeit Biegung und Torsion eines Kunstknochens künstlich zu erzeugen, wurde die Biegung durch eine Translation und die Torsion durch eine Rotation ersetzt. Translation und Rotation des Kunstknochens wurde in der Größenordnung der Ergebnisse der Studie von *Yang et al.* durchgeführt. Dazu wurde zuvor ein Gerät entwickelt, welches einen Knochen definiert bewegen kann. Es stellte sich heraus, dass die digitale Bildkorrelation für eine Biegung zwischen $0,15^{\circ}$ - $1,30^{\circ}$ (entspricht einer Translation von 0,45 mm bis 3,86 mm) eine relative Standardabweichung zwischen 0,51 % und 0,065 % hervorbringt. Bezüglich der Torsion der Tibia zwischen $0,67^{\circ}$ - $1,66^{\circ}$ erzeugte die digitale Bildkorrelation eine relative Standardabweichung von 2,5 % bis 1,13 %. Die Genauigkeit der digitalen Bildkorrelation stellte sich somit zur Messung von Knochendeformationen als ausreichend heraus. Es müssen aber noch weitere Faktoren bis zu ihrem möglichen Einsatz abgeklärt werden.

Abstract

The bone adaption is the adjustment of bones to mechanical loads. Thus, bone deformations lead to its stabilization and growth. Until today, we do not know which bone deformations lead to a bone adaption, because of the lack of an easy way to measure. For this reason, *Yang et al.*, together with the *Deutsches Zentrum für Luft- und Raumfahrt*, carried out a study about tibia deformations under pressure. In the year 2014, this study was published in [1]. *Yang et al.* measured the bone deformations of five persons while going and running at different speeds with bone screws and a *Vicon* system. They found an anterior-posterior bending from $0,15^\circ$ to $1,30^\circ$ at the proximal tibia in relation to the distal tibia. Furthermore, they found a medial-lateral bending from $0,38^\circ$ to $0,90^\circ$ of the proximal tibia. In addition, they measured a torsion between the proximal and distal tibia of $0,67^\circ$ to $1,66^\circ$. Now, they like to purchase more information about bone deformations. On this account, they are searching for a non-invasive way to measure. Two different approaches exist - the measurement by *Digital Image Correlation* and by a *Vicon motion capture* system.

This bachelor's thesis deals with the opportunity of measuring bone bending and torsion by using digital image correlation. The aim was to check the suitability of this approach for the intended measurements, focusing on its accuracy. To verify of the suitable system, an artificial bone was well-defined moved and the predefined motion was measured and recorded by the help of the digital image correlation method. With hindsight, the results were analysed with regard to its accuracy. Due to the difficulty of producing bending and torsion of an artificial bone, the bending was replaced by a translation and the torsion was replaced by a rotation. The dimensions of translation and rotation were leaned on the results of the study from *Yang et al.*. For the execution of the well-defined bone movement a device was developed. The results of these experiments show that the digital image correlation produces a relative standard division of 0,51 % to 0,065 % for bending angles between $0,15^\circ$ to $1,30^\circ$ (corresponds to a translation from 0,45 mm to 3,86 mm). With regard to the torsion between $0,67^\circ$ to $1,66^\circ$, the image correlation produces a relative standard division of 2,5 % to 1,13 %. The accuracy of digital image correlation seems to be adequate for measuring bone deformations. However, further factors need to be tested before the digital image correlation could be used for measuring bone deformations.

Tabelle 0.1: Abkürzungsverzeichnis

Abkürzung	Bedeutung
DLR	Deutsches Zentrum für Luft- und Raumfahrt
DIC	Digitale Bildkorrelation (engl. Digital Image Correlation)
BMC	Knochenmineraldichte (engl. bone mineral content)
OST	optische Segmentverfolgung (engl. optical segment tracking)
AP	anterior-posterior
ML	medio-lateral
SACS	anatomisches Schaftkoordinatensystem (engl. Shank anatomical coordinate system)
pQCT	periphere quantitative Computertomografie (engl. peripheral quantitative computed tomography)
VGRF	vertikale Bodenreaktionskräfte (engl. vertical ground reaction forces)
FEM	Finite-Elemente-Methode
DVC	Digitale Volumenkorrelation (engl. Digital Volume Correlation)
LSM	adaptive kleinste Quadrate Korrelation (engl. adaptive least-squares matching)
SSD	Summe der Quadratdifferenzen (engl. sum of squared differences)
CCD	ladungsgekoppeltes Bauteil (engl. Charge-coupled Device)
CMOS	komplementärer / sich ergänzender Metall-Oxid-Halbleiter (engl. complementary metal oxide semiconductor)
ROI	Region der Interesse (engl. Region of interest)
IDE	integrierte Entwicklungsumgebung (engl. integrated development environment)
MT	Motor Translation
MR	Motor Rotation
rel. SD	relative Standardabweichung
abs. SD	absolute Standardabweichung

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	11
2	Theorie	13
2.1	Stand der Technik	13
2.2	Die Tibia	15
2.3	Digital Image Correlation (DIC)	17
2.3.1	Was ist DIC?	17
2.3.2	Messverfahren	18
2.3.2.1	Algorithmen	22
2.3.3	Genauigkeit und Standardabweichung	27
2.3.4	Kalibrierung	30
2.3.5	Istra4D	32
2.3.6	Korrelationsparameter	36
2.4	Arduino UNO und Arduino IDE	39
2.4.1	Ansteuerung von Motoren mittels Arduino Board	40
2.4.2	Stepper	41
3	Experimente	43
3.1	Gerät zur Feinjustierung der künstlichen Tibia	43
3.1.1	Anforderungen und Leistungsbeschreibung	43
3.1.2	Umsetzung und Konstruktion	44
3.1.2.1	Die Mechanik der Translationsbewegung	45
3.1.2.2	Die Mechanik der Rotationsbewegung	45
3.1.2.3	Fixierung des Kunstknochens	46
3.2	Inbetriebnahme des Gerätes	48
3.2.1	Vorbereitungen zur Inbetriebnahme	48
3.2.2	Anleitung zur Inbetriebnahme	49
3.3	Messpläne	51
3.3.1	Translation	51
3.3.2	Rotation	53
3.3.3	Grundrauschen	54
3.4	Vorbereitung der Messungen	55
3.4.1	Aufbau Messstand	55
3.4.1.1	Positionierung und Fixierung des künstlichen Knochens	55
3.4.2	Istra4D	57
3.5	Durchführung der Messungen	57

3.6	Durchführung der Auswertung	58
3.6.1	Istra4D	58
3.6.2	Auswertung der ASCII-Dateien	60
3.7	Zusammenfassung der Einstellungen im Versuchsaufbau und in Istra4D .	63
4	Ergebnisse und Statistik	67
4.1	Translation	67
4.2	Rotation	69
4.2.1	Vergleich von Rotation und Translation	72
4.3	Grundrauschen	75
5	Diskussion	77
6	Fazit	81
	Literaturverzeichnis	86
	Anhang	90

1 Einleitung

Die Thematik dieser Bachelorarbeit ist im Auftrag des *Deutschen Zentrums für Luft- und Raumfahrt (DLR)* entstanden.

Studien zeigen, dass sich die Knochengeometrie und die mechanischen Eigenschaften von Knochen an einwirkende mechanische Belastungen anpassen [2]. Die mechanische Adaption von Knochen, besonders von langen Knochen, an verschiedene Belastungsschemata wurde bisher aus der Knochengeometrie und der Knochenmineraldichte (engl. *bone mineral content, BMC*) hergeleitet. Dazu wurden aus Tomografiequerschnittsbildern der Knochen auf deren Belastungsgeschichte und damit auf ihre Adaption geschlossen [3, 4]. Eine Studie deckte einige Probleme mit diesem Ansatz auf. Die Probleme belaufen sich auf das Fehlen von korrekten absoluten Werten zu den querschnittsgeometrischen Eigenschaften und auf eine potentielle Fehlinterpretation zwischen der Belastungshistorie und der Knochenquerschnittsgeometrie [5]. Es liegt immer noch offen, welche Belastungsparameter (Kraftart, Deformationstypus, Amplitude, Wiederholungszyklen und Frequenz) die Knochenadaption fördern [1]. Um diese näher untersuchen zu können, müssen zuerst die Deformationsschemata der Knochen herausgefunden werden. Ein Mehrwissen zur Knochendeformation wäre unter anderem im Hinblick auf Ermüdungsbrüche klinisch relevant, da bestimmte Belastungsschemata Mikrorisse oder eine höhere Zerbrechlichkeit fördern [6]. Auch im Hinblick auf z.B. behinderte oder halbseitengelähmte Menschen ist die Erforschung von den zur Knochenadaption führenden Belastungsschemata interessant. Knochen, die nicht belastet werden, bauen immer mehr ab. Aus diesem Grund werden Menschen mit einer Lähmung oder Halbseitenlähmung in sogenannte Stehständer gestellt, um die Knochen zu belasten und so den Prozess des Knochenabbaus zu verlangsamen. In dieser Hinsicht ist es hochinteressant zu wissen, welche Belastungsschemata die größte Unterstützung zur Knochenadaption liefern. Auch im Hinblick auf Weltraumforschung ist es sinnvoll herauszufinden, wie einem Knochenabbau am sinnvollsten entgegengewirkt werden kann, da die Knochen durch die Schwerelosigkeit deutlich weniger belastet werden. Bisherige Studien zur Knochendeformation bei Säugetieren erlangten ihre Ergebnisse über *Ground Reaction Forces* und implantierte Dehnungsmessstreifen [2]. Zur Ermittlung von Knochenbiegungen müssen die Dehnungstreifen auf gegenüberliegenden Seiten des Knochens angebracht werden. Die Bereiche müssen frei von Muskelansätzen sein, da die Dehnungsmessstreifen sonst die reguläre Funktion der Muskeln beeinflussen und ungewöhnliche kinematische oder kinetische Schemata hervorrufen können [5, S.158]. Eine solche anatomische Situation liegt im menschlichen Körper so gut wie nicht vor, was dazu führt, dass diese Belastungsschemata während physischer Betätigung beim Menschen unerforscht bleiben [1]. Wie sich zeigt, gibt es noch keine einfache Methode, um Knochendeformationen und -belastungsschemata im Menschen korrekt zu messen.

Dieser Herausforderung hat sich *Yang et al.* zusammen mit dem *DLR* gestellt. In einer im Jahre 2014 veröffentlichten Studie zu invasiven in-vivo Messungen stellte sich heraus, dass Knochen während physischer Betätigung recht große Deformationen vollziehen. Diese Verformungen sind am stärksten in der Standphase ausgeprägt. Die Ergebnisse der Studie zeigen, dass die proximale Tibia eine posteriale Biegung von $0,15^\circ$ bis $1,30^\circ$ vollzieht. Zusätzlich wurde eine mediale Biegung um $0,38^\circ$ bis $0,90^\circ$ festgestellt. Außerdem verdreht sich die Tibia external um einem Winkel von $0,67^\circ$ bis $1,66^\circ$. Es zeigen sich Unterschiede durch die Geh- und Laufgeschwindigkeit. Nun soll eine nichtinvasive Methode zur Bemessung von Knochendeformationen gefunden werden. Geplant ist es, den internalen und externalen *Malleolus* der Tibia als Orientierungspunkte (engl. *landmarks*) zu verwenden und Verschiebungen dieser Punkte während der Plantarflexion, erzeugt durch die Wadenmuskulatur, mit zwei verschiedenen Messsystemen zu messen. Einer der Orientierungspunkte soll mit der *Digital Image Correlation (DIC)* gemessen werden, während der andere mit einem *Vicon* System gemessen wird. Die Muskelkontraktionen können dabei in einem bereits existierenden Dynamometer des *DLR* durchgeführt werden. Die *DIC* sowie das *Motion Capture System* von *Vicon* sind optische Messverfahren. Bei der *DIC* können mit Hilfe von Algorithmen bestimmte Oberflächenmuster und deren Verformungen verfolgt und so Verschiebungen und Dehnungen gemessen werden. Das *Vicon* System erfasst Bewegung durch Verfolgung von bestimmten reflektierenden Markern, die zuvor auf der Objektoberfläche aufgebracht wurden. Die Ergebnisse beider Messverfahren sollen verglichen werden und so eine Basis für weitere Planungen in Hinblick auf eine nichtinvasive Methode zur Erfassung von Knochendeformationen zu finden.

Das Biomechanik Labor der Fachhochschule Aachen, Campus Jülich, besitzt zwei Kameras der Firma *Limess*, die im Zusammenspiel mit der Software *Istra4D* der Firma *Dantec Dynamics* als ein 3D Messsystem zur *Digital Image Correlation* fungieren.

Das Ziel dieser Bachelorarbeit ist es, das Messsystem zur *Digital Image Correlation* bezüglich seiner Tauglichkeit zur nichtinvasiven Messung der Tibiaverformung zu testen. Dazu werden Untersuchungen gemacht, in denen die Biegung der Tibia durch eine Translation in der Größenordnung der Biegung der Studie aus *Yang et al.* imitiert wird. Die Torsion der Tibia wird durch eine Rotation ersetzt. Stellt sich heraus, dass die *Digital Image Correlation* für die Messungen von Translationen und Rotationen in entsprechender Größenordnung geeignet ist, können weitere Planungen zu ihrem Einsatz zur Messung von Knochendeformationen folgen.

2 Theorie

2.1 Stand der Technik

Grundlage dieser Arbeit ist ein Aufsatz von *Yang et al.* [1]. Aufgrund des Fehlens präziser Messungen von Belastungsschemata beim Menschen während physischer Betätigung haben *Yang et al.* einen neuen optischen Segmentverfolgungsansatz (engl. *optical segment tracking*, *OST*) entwickelt und verwendet, um zum ersten Mal *in vivo* Messungen von Segmentdefomationregimes der menschlichen Tibia zu machen. Darunter fallen anterior-posteriorale (AP) und medio-laterale (ML) Biegungen sowie intern-externe Torsionen der proximalen Tibia mit Referenz zur distalen Tibia während verschiedener Geh- bzw. Laufgeschwindigkeiten.

Untersucht wurden fünf Männer zwischen 26 und 50 Jahren. Alle waren frei von Muskel- und Gelenkoperationen und orthopädische Eingriffe in die unteren Extremitäten waren mindestens 12 Monate her. Den Testpersonen wurden drei mono-kortikale Knochenschrauben in den anterior-medialen Bereich des Tibiacortex implantiert. Auf jeder Knochenschraube wurde ein Markercluster mit drei reflektierenden nicht-kollinearen Markern befestigt. Die Trajektorien der Markercluster wurden durch ein *Vicon MX optical motion* System mit acht Kameras eingefangen. Die Schrauben wurden 10 cm unterhalb des Tibiaplateaus, 10 cm oberhalb des *Malleolus medialis* und in der Mitte der Diaphyse platziert. Zuvor durchgeführte Kadaverstudien zeigten, dass die Standardabweichung der durchschnittlichen Biegungs- und Torsionswinkel zwischen 0° und $0,04^\circ$ liegt. Andere Tests zu dem *OST* Ansatz brachten einen maximalen absoluten Fehler von $1,8 \mu\text{m}$ bei einer Verschiebung von $20 \mu\text{m}$ hervor. Die Reproduzierbarkeit lag dabei bei $2,5 \mu\text{m}$. Zusätzliche Marker wurden direkt auf der Haut am *Malleolus medialis* und *lateralis*, an der *Tuberositas tibiae* und oberhalb des *Caput tibiae* angebracht. Dadurch wurde ein *Shank Anatomical Coordinate System* (*SACS*) generiert. Die Segmentdeformation wird in Relation zu dem *SACS* gemessen.

Die Testpersonen sind auf einem Gehweg gegangen, der mit Druckmessplatten versehen war. Dabei sollten sie einmal langsam, einmal schnell und einmal in einer selbst gewählten Geschwindigkeit gehen. Die genauen Geschwindigkeiten wurden nicht festgelegt. Danach gingen die Testpersonen auf einem Laufband bei Geschwindigkeiten von 2,5, 3,5, 4,5 und $5,5 \frac{\text{km}}{\text{h}}$. Es folgte noch eine Untersuchung zum Rennen bei 5,5 und $9 \frac{\text{km}}{\text{h}}$. Die Messungen auf dem Gehweg wurden drei Mal wiederholt. Bei den Messungen auf dem Laufband wurden mindestens 16 Messungen mit verschiedenen Geschwindigkeiten absolviert. Ein zweites *Vicon motion capturing* System wurde zur Aufnahme des gesamten Körpers verwendet.

Zwei Marker wurden dafür auf der Haut der linken und rechten *Spina iliaca posterior superior* befestigt. Nachdem die Knochenschrauben entfernt wurden, wurden horizontale periphere quantitative Computertomographiescans (engl. *peripheral quantitative computed tomography, pQCT*) der Tibia gemacht. Diese dienten der Begutachtung der Schraubenlöcher und zur Feststellung der Geometrie des Tibiaquerschnitts für spätere Berechnungen.

Neben der Geschwindigkeit zeigten die *vertical Ground Reaction Forces (VGRF)* Einfluss auf die Segmentdeformation der Tibia. Die generelle Annahme, dass die Deformation der Tibia durch die Geschwindigkeit zunimmt, können die Ergebnisse dieser Studie nicht bestätigen. Aus dieser Studie sind folgende Erkenntnisse hervorgegangen:

1. Die Knochensegmentdeformation ist wie ein Fingerabdruck
2. Die AP Biegung und die Torsion sind die hauptsächlichen Belastungen der Tibia
3. Die unterschiedlichen Deformationsregimes ändern sich nicht gleichmäßig
4. Die Wichtigkeit der Erforschung der in vivo Belastungsregimes zeigt sich

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass die proximale Tibia hauptsächlich external tordiert und eine posteriore Biegung sowie eine leichte mediale Biegung in Relation zur distalen Tibia während der Standphase beim Gehen und Rennen vollzieht. Die AP Biegung hängt linear von der Gehgeschwindigkeit ab. Ebenso gibt es bei dem Torsionswinkel bei drei Testpersonen einen Zusammenhang mit der Geschwindigkeit auf dem Gehweg. Dieser Zusammenhang kann bei den Messungen auf dem Laufband allerdings nicht gefunden werden. Die ML Biegung bleibt über die Geschwindigkeitsänderung hinweg konstant. Die Ergebnisse der Versuche, in denen die Testpersonen rennen, zeigen, dass die AP und ML Biegungen deutlich größer sind als beim Gehen. Gleichzeitig ist die Torsion beim Rennen deutlich abgeschwächt. Die maximale peak-to-peak AP Biegung, Torsion und ML Biegung während des Gehens liegen bei $1,30^\circ$, $1,66^\circ$ und $0,90^\circ$. AP Biegung und Torsion wachsen linear mit der Geschwindigkeit und mit der *VGRF*. Rennen erzeugt größere AP Biegungen, aber kleinere Torsionen.

2.2 Die Tibia

Das Schienbein (lat. *Tibia*) ist ein Röhrenknochen und besitzt einen dreiseitigen Schaft (lat. *Corpus tibiae*), ein proximales und ein distales Ende (s. Abbildung 2.1). Das proximale Ende besitzt einen Kopf (lat. *Caput tibiae*), bestehend aus *Condylus medialis* und *Condylus lateralis*. Am distalen Ende befinden sich der *Malleolus medialis* [7]. Im Schaft ist die Tibia ca. 5 cm dick. Sie trägt den Hauptanteil des Körpergewichtes und überträgt die Körperlast von dem Kniegelenk auf das Sprunggelenk. Der Schaft der Tibia kann in drei Flächen unterteilt werden, die jeweils durch eine spitze oder abgerundete Kante getrennt werden [7]. Die für die Translationsmessungen interessante Kante ist jene scharfe vordere Kante (lat. *Margo anterior*). Diese ist weder von Muskeln noch von Sehnen, sondern nur von Haut und Periost (Knochenhaut) bedeckt. Der für die Rotationsmessungen interessante Abschnitt der Tibia ist der *Malleolus medialis*. Dies ist der ausgeprägte Innenknöchel am unteren Ende der Tibia. Tibia und Fibula (Wadenbein) sind durch eine sehnige Membran (lat. *Membrana interossea*) auf gesamter Länge verbunden [7].

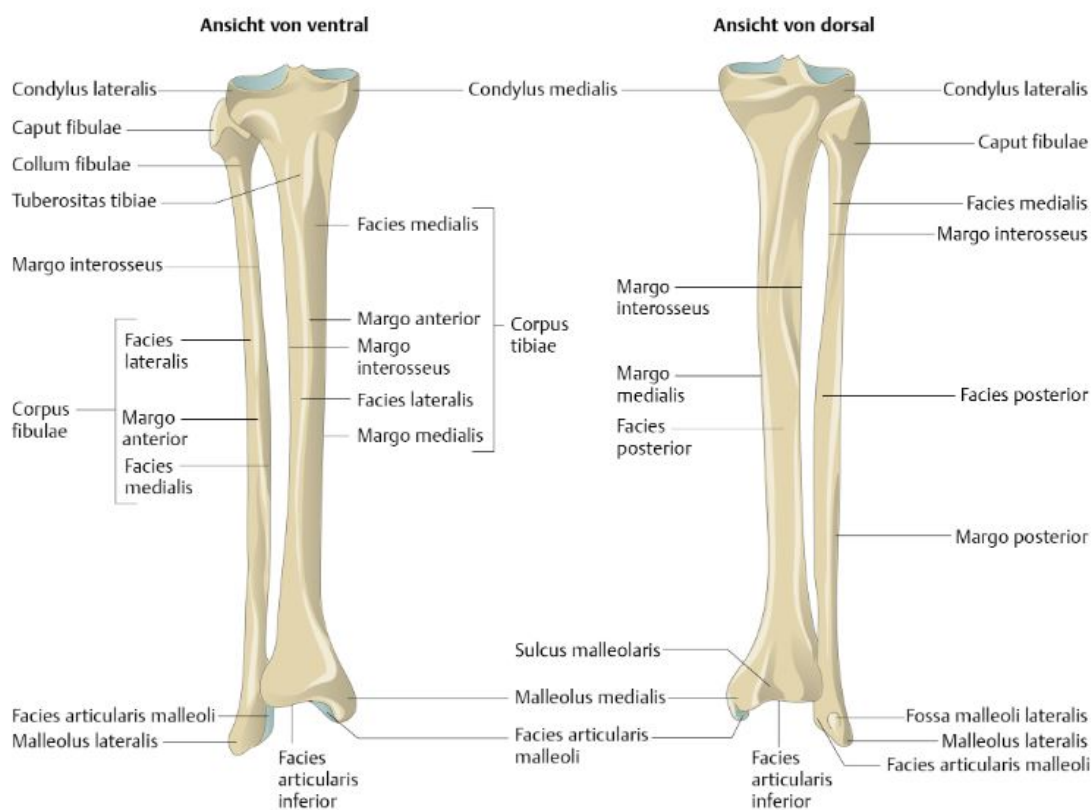


Abbildung 2.1: Tiba und Fibula [8]

2 Theorie

Es gibt Muskeln, die auf dieser Membran ihren Ursprung haben (s. Abbildung 2.2). Häufig ist der Ursprung dieser Muskeln bis auf die Tibia oder Fibula ausgebreitet. Zum Beispiel hat der *Musculus tibialis anterior*, der wichtigste Strecker des Unterschenkels, seinen Ursprung auf der *Membrana interossea* und der *Facies lateralis*, der lateralen Fläche der Tibia [9]. Er kann in Abhängigkeit der Stellung der unteren Sprunggelenke supinieren oder pronieren [10].

Aus der Ansicht von dorsal hat der *Musculus tibialis posterior* seinen Ursprung auf der *Membrana interossea*, der *Facies posterior tibiae* sowie der *Facies posterior fibulae*. Er hat neben seiner beugenden Funktion eine starke supinatorische Kraft [9]. Der *Musculus flexor digitorum longus* entspringt der *Facies tibialis posterior* [10]. Ein weiterer Muskel hat seinen Ansatz nahe dem dorsalen *Caput tibiae*. Dies ist der *Musculus popliteus*. Er ist ein wichtiger Stabilisator des Kniegelenks [9]. Er entspringt am *Epicondylus lateralis femoris*. Dieser Muskel bewirkt eine Innenrotation der Tibia gegenüber dem Femur. Seine wichtigste Aufgabe ist die Beendigung der Schlussrotation des Kniegelenks. Die Unterschenkelmuskulatur besteht aus viel mehr als den zuvor aufgezählten Muskeln. Sie gliedern sich in Extensoren (vordere Gruppe), Flexoren (hintere Gruppe), die wiederum in oberflächliche und tiefe Flexoren unterteilt werden können und in die Fibularisgruppe (seitliche Gruppe) [10].

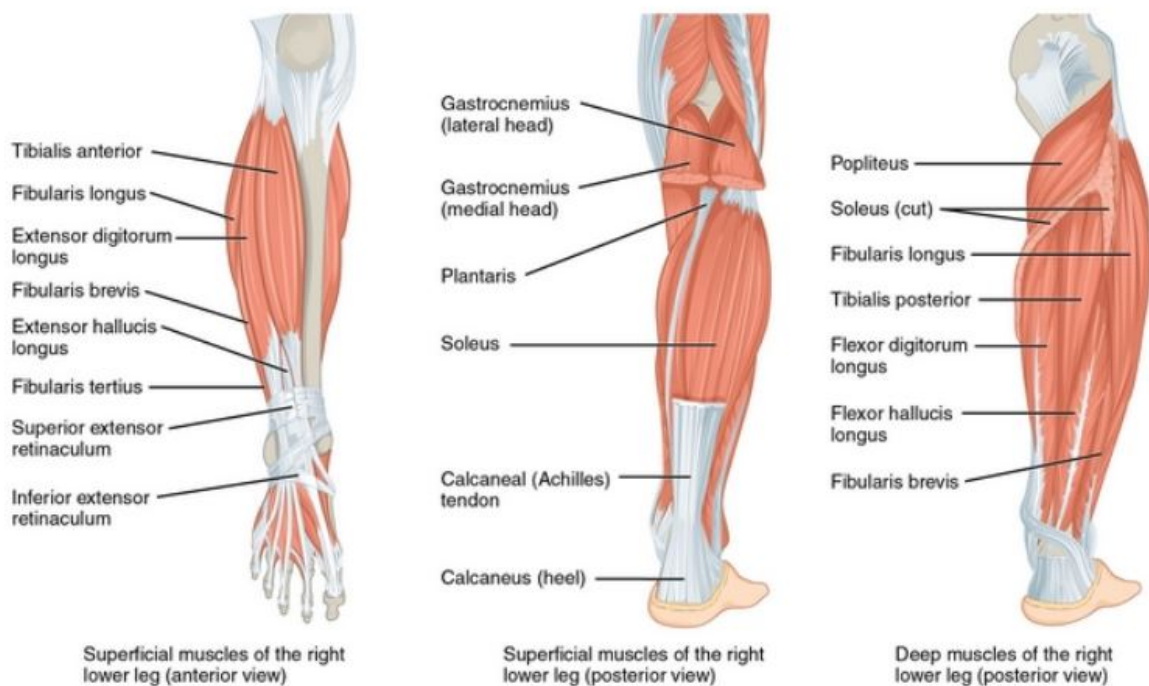


Abbildung 2.2: Muskelursprünge und -ansätze der Tibia und Fibula [11]

2.3 Digital Image Correlation (DIC)

2.3.1 Was ist DIC?

Die digitale Bildkorrelation (engl. *Digital Image Correlation*, *DIC*) ist ein optisches Messverfahren. Mit Hilfe von einer oder mehreren Kameras können Bauteilgeometrie, 3D Bauteilverformung und Oberflächendehnung und das 3D Verschiebungsfeld eines Objektes unter statischer oder dynamischer Belastung [12, S. 265] mit hoher Genauigkeit und Ortsauflösung [13] kontaktlos erfasst werden, [14, S. 2][15, S. 746].

Die *DIC* ist nicht ausschließlich auf optische Bilder beschränkt. Das Auswertungsverfahren kann auch bei anderen Datenbeständen, wie Oberflächenrauheitsdatensätze (engl. *surface roughness maps*) und 2D Oberflächen von Strukturen, wie z.B. Tunneln, angewendet werden [16, S. 53]. Die digitale Bildkorrelation bietet eine hohe Einsatzbreite bezüglich der Größenordnung der Testobjekte. Das Messfeld kann zwischen mm^2 und m^2 variieren [12, S. 265], sodass Bilder aus der Rasterkraft- und Rasterelektronenmikroskopie [17][18][16, S. 53] analysiert werden können. Ebenso können auch Brücken mit dem System vermessen werden [19, S. 1]. Festkörper aus jedem Material können mit dem *DIC*-System gemessen und ausgewertet werden [20]. Aus den ausgewerteten Daten werden 2D und 3D Verformungsvektorfelder (engl. *deformation vector fields*) und Dehnungskarten (engl. *strain maps*) [16, S. 52] erstellt und als farbkodierte Darstellung über die ausgewerteten Bildsätze gelegt.

Die Oberfläche des Testobjektes benötigt zur digitalen Bildkorrelation ein stochastisches Punktemuster, Specklemuster genannt. Dieses ist entweder natürlich gegeben [19, S. 1], wie z.B. durch Hautporen oder muss künstlich präpariert werden [21, S. 1][16, S. 52]. Der Verschiebungs- und Verformungsvorgang der Objektoberfläche wird über periodisch aufgenommene Bilder von einer oder mehrere Kameras festgehalten. Da sich das Specklemuster zusammen mit der Bauteiloberfläche verschiebt und verformt [21, S. 1], kann mit Hilfe eines subpixelgenauen Bildkorrelationsalgorithmus (Grauwertkorrelation, Digitale Bildkorrelation) die Änderung des Specklemusters auf den Bildern verfolgt und ausgewertet werden. Die Verschiebung und Verformung kann durch den Vergleich zum unverformten Zustand berechnet werden [22].

Systeme zur digitalen Bildkorrelation werden unter anderem auch zur Bestimmung von Materialparametern in Materialprüfungen, für Bauteilprüfungen, für Validierungen von FEM-Simulationen und für Ermüdungsversuche verwendet [23]. Darüber hinaus gibt es noch viele weitere Anwendungsmöglichkeiten, wie z.B. komplexe mehrachsige Belastungstests an Bauteilen oder Komponenten in der Luftfahrt oder Automobilindustrie [21, S. 1].

Die 2D Bildkorrelation kann durch das Hinzufügen einer Kamera in eine 3D stereoskopische Bildkorrelation ausgebaut werden. Eine Erweiterung des 3D stereoskopischen Bildkorrelationssystems um weitere Kameras zu einem Multi Kamera System [24] erlaubt es Oberflächen zu messen, bei denen bisher die Erfassung des Musters durch ungünstige Betrachtungswinkel lückenhaft ausfiel. Dieser Ansatz basiert auf dem Cluster-Prinzip. Dabei können Vorder- und Rückseite des Testobjektes gleichzeitig festgehalten und analysiert werden. Außerdem kann die Verjüngung bei z.B. einer Dehnungsprobe erfasst werden [21, S. 1–2].

Die 2D Bildkorrelation ist gegenüber der 3D Version zwar mit weniger Aufwand bezüglich des Versuchsaufbaus und weniger Kosten sowie geringerer Rechenleistung verbunden, bietet aber nicht die Betrachtung der Aufgabenstellung in dreidimensionaler Sicht [25, S. 3]. Zusätzlich können bei einer 2D Betrachtung mögliche Verschiebungen und Verformungen, die außerhalb der 2D Ebene stattfinden, fälschlicherweise den Verschiebungen und Verformungen der 2D Ebene zugerechnet werden. Dadurch können die Ergebnisse der Messungen verfälscht werden [15, S. 756]. Mittlerweile gibt es Ansätze einer Volumen-dehnung mittels digitaler Bildkorrelation. Dies wird dann *Digital Volume Correlation* (DVC) genannt [26].

2.3.2 Messverfahren

Die digitale Bildkorrelation kann, wie im vorherigen Abschnitt bereits erwähnt, mit Bildern von einer oder mehreren Kameras arbeiten [15, S. 747]. Die folgende Erläuterung des Auswertungsverfahrens der digitalen Bildkorrelation bezieht sich hauptsächlich auf die Messung mit zwei Kameras. Allerdings ist das grundlegende Prinzip der digitalen Bildkorrelation bei jeder Anzahl an Kameras gleich.

Das Prinzip des Stereo-Korrelationsverfahrens (zwei Kameras) ist ähnlich wie das stereoskopische Sehvermögen des Menschen. Ein Objekt wird von zwei optischen Sensoren (Augen bzw. Kameras) aus zwei unterschiedlichen Positionen betrachtet und zu einem 3D Modell zusammengefügt. Bei dem Stereo-Korrelationsverfahren muss der zu messende Oberflächenbereich des Testobjekts von beiden Kameras erfasst werden [21, S. 1]. Jeder Punkt der Testobjektoberfläche wird in einem Pixel des Kamerabildes jeder Kamera fokussiert. Durch den Erhalt der intrinsischen und extrinsischen Kameraparameter über die Kalibrierung (s. Kapitel 2.3.4) kann die 3D Position (X-, Y- und Z-Koordinate) jedes Oberflächenpunktes des Objekts berechnet und ein 3D Modell erstellt werden [12, S. 265]. Bei der Verwendung von zwei Kameras wird eine als Referenzkamera definiert. Mit dem ersten aufgenommenen Bild der Referenzkamera wird das Referenzmuster und die Referenzkoordinaten der Oberflächenpunkte festgelegt. Das Muster, das von der zweiten Kamera aufgefangen wird, wird mittels des Korrelationsalgorithmus und der extrinsischen Parameter (Position und Orientierung der zweiten Kamera bezüglich des initialen Koordinatensystems und der ersten Kamera (s. Kapitel 2.3.4) [24, S. 62][12, S. 266]) dem Muster des Referenzbildes, also der ersten Kamera, subpixelgenau zugeordnet [21, S. 2][27, S. 2]. Die Korrelation benötigt dazu mindestens einen Referenzpunkt auf der Objektoberfläche.

Dieser Punkt wird Startpunkt (engl. *Startpoint*) genannt und wird vom Benutzer im Referenzbild manuell auf einen markanten Punkt des Specklemusters gesetzt. In den Folgebildern wird dieser Startpunkt automatisch gesucht [24]. Die in den Folgebildern festgehaltene Verformung des Testobjektes wird anhand eines Vergleiches des verschobenen Musters mit dem unverschobenen Muster des Referenzbildes herausgefunden. Dies geschieht, indem die Koordinaten der Oberflächenpunkte des verformten Musters mit deren Referenzkoordinaten verglichen werden. Dadurch wird die 3D-Verschiebung und die Oberflächendehnung gemessen [21, S. 2]. Genauer betrachtet wird die auszuwertende Fläche der Kamerabilder und damit das Specklemuster in quadratische Bildbereiche eingeteilt. Diese Quadrate können auch als kleine Nachbarschaftsumgebungen aus Pixeln oder als Pixelblöcke [16, S. 52] gesehen werden. Sie werden *Facetten* oder auch *Subsets* genannt (im Folgenden Facette). Jede Facette besitzt in ihrem Zentrum einen Punkt. Dieser Punkt wird als *Grid Point* (Gitterpunkt) bezeichnet. Auf der auszuwertenden Bildoberfläche entsteht eine Art Gitter aus Facetten (s. Abbildung 2.3). Die Facetten beinhalten eine definierbare Anzahl an Pixeln [14, S. 1]. Die Anzahl der Pixel pro Facette wird als Facettengröße angesehen [24]. Eine typische Facettengröße beruht auf 20x20 bis 30x30 Pixeln [27, S. 2]. Neben der Facettengröße kann noch die sogenannte Gitterweite (engl. *Grid spacing*) eingestellt werden. Die Gitterweite ist der Abstand zwischen zweier benachbarter Grid Points [19, S. 4][24, S. 77]. Der Wert der Gitterweite wird in Pixeln gemessen und ist in vertikaler und horizontaler Richtung äquidistant [24]. Gitterweite und Facettengröße sollten immer in Abhängigkeit voneinander definiert werden. Jeder Grid Point repräsentiert einen Datenpunkt des Ergebnisses. Somit beeinflusst die Gitterweite und die damit verbundene mögliche Anzahl an Grid Points die räumliche Auflösung des Ergebnisses [24, S. 77]. Eine enge Gitterweite ist demnach für eine dichtere und flächenhaftere Messwertverteilung [19, S. 4] sowie eine bessere räumliche Auflösung zuständig [24]. Die Facettengröße sollte immer $\frac{4}{3}$ der Gitterweite betragen. Eigentlich sollten die Facetten einander nicht überlappen, damit die Datenpunkte unabhängig voneinander sind, jedoch zeigen Simulationen, dass eine Überlappung von $\frac{1}{3}$ der Facettengröße die räumliche Auflösung nicht beeinflussen [24, S. 76–77] und dass dadurch ein Informationsverlust vermieden werden kann [25, S. 9]. Das Minimum der Facettengröße wird durch die Größe und die Unebenheit des Specklemusters definiert. Jede Facette muss einen charakteristischen Teil des Musters beinhalten [24, S. 76–77]. Zusammen mit der Facettengröße beeinflusst die Gitterweite also die Genauigkeit der Evaluation und deren Geschwindigkeit [12, S. 266]. Eine kleiner gewählte Facettengröße stärkt die räumliche Auflösung und die Anzahl an Verschiebungsdaten [28, S. 3] aber erhöht auch die Rechendauer [28, S. 3]. Dagegen fördert eine große Facettengröße bei schwierigen Objektoberflächen und Specklemustern die Wiedererkennung der Facetten bis zu einem gewissen Maß, da in jeder Facette mehr Pixel zur Wiedererkennung zur Verfügung stehen [25, S. 9](s. Abbildung 2.13). Andererseits steigert es die Glättung des Ergebnisses [24, S. 76], was zu einem gemittelten Verschiebungs- und Deformationsergebnis führt [25, S. 9]. Wird mit homogenen Deformationen gearbeitet, also mit konstanten Verschiebungsgradienten, sollte die Facettengröße so groß wie möglich gewählt werden, um eine Rauschfilterung zu ermöglichen und um die Verschiebungsdaten zu glätten [28, S. 2]. Außerdem sollen besonders bei kleinen Verschiebungen die Facettengröße höher gewählt werden [29, S. 6159], da dadurch die Anzahl an Grauwerten pro

Facette zunimmt, wodurch wiederum eine Erhöhung der Redundanz resultiert. Diese erzeugt weniger numerische Werte für die Standardabweichung der Ergebnisse [19, S. 5]. Bei heterogenen Deformationen, also bei variierenden Verschiebungsgradienten, muss für die Facettengröße ein Kompromiss aus Korrelationsproblemen und verrauschten Verschiebungsdaten gefunden werden. Denn wenn große Facettengrößen benutzt werden, sind die Verschiebungsdaten in Bildbereichen homogenisiert, die nicht unbedingt homogen sind. Und wenn kleine Facettengrößen verwendet werden, ist das Grauwertmuster der Facetten nicht immer einzigartig genug, um Probleme während der Korrelationsberechnung zu vermeiden [28, S. 2]. Das Rauschen kann durch die Anwendung eines Tiefpassfilters auf das Bildmaterial reduziert werden, was allerdings gleichzeitig die Bildschärfe senkt [25, S. 9].

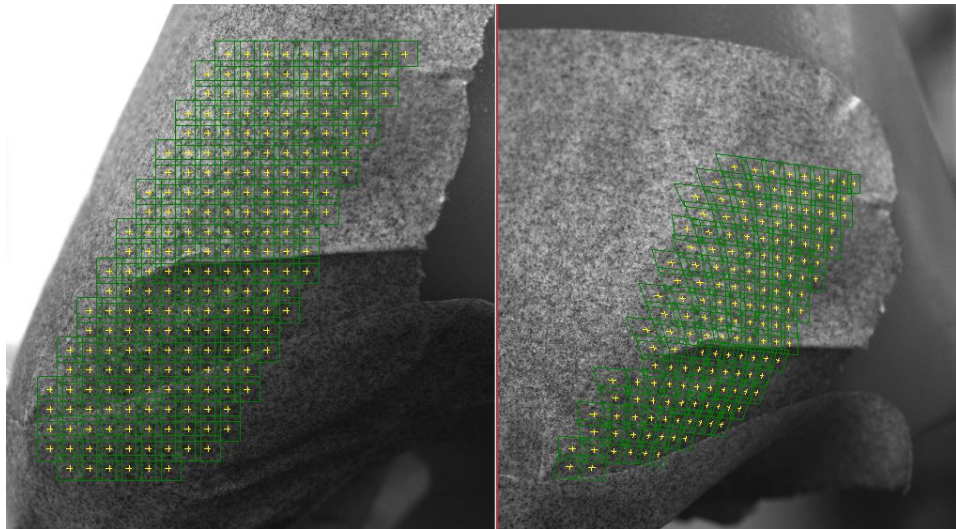


Abbildung 2.3: *Parametrization visualization*

Messwertverteilung: Facetten (grün) und Grid Points (gelb)

Facettengröße: 55 Pixel, Gitterweite: 42 Pixel

Die Pixel in einer Facette besitzen dank des Specklemusters unterschiedliche Grauwerte (s. Abbildung 2.4). Jede Facette besitzt x Pixel mit einer bestimmten Anordnung, die anhand der Grauwerte definiert wird und wiedererkennbar ist. Über die Wiedererkennung der Pixelanordnung bzw. der Helligkeitsverteilung können Facetten in den Folgebildern der Messungen verfolgt werden bzw. die Facetten der zweiten Kamera denen der Referenzkamera zugeordnet werden. Damit die Wiedererkennung der Pixelanordnung gelingt, sollten die Specklemuster möglichst kontrastreich sein und verschiedene Intensitätsstufen beinhalten [16, S. 52]. Zudem zeigen Experimente, dass eine Größe der Speckle von ungefähr 4 bis 5 Pixel optimal ist, um kleine sowie auch größere Verschiebungen zu messen [29, S. 6159].

191	191	255	255	255	255	191
191	255	255	255	191	191	191
255	255	255	191	127	127	191
255	255	191	127	63	63	127
255	191	127	63	0	63	127
191	191	127	63	63	127	191
191	255	191	127	127	191	255

Abbildung 2.4: Facette der Größe 7x7 Pixel mit Grauwertverteilung [25, S. 5]

Jedem Oberflächenpunkt der auszuwertenden Bildfläche wurde zuvor eine Referenzkoordinate zugeteilt. Wird in einem Folgebild die Facette aufgrund der Grauwertverteilung der Pixel wiedergefunden, kann die aktuelle Koordinate eines enthaltenen Oberflächenpunktes mit dessen Referenzkoordinate verglichen werden. Dadurch kann die Verschiebung eines Punktes berechnet werden [22][24]. Für die Berechnung einer Verformung wird zusätzlich der Abstand des Oberflächenpunktes zum jeweiligen Grid Point der Facette vor und nach der Verformung betrachtet [25, S. 6]. In der Abbildung 2.5 ist eine vereinfachte Version einer Verschiebung und Verformung einer zweidimensionalen Facette verbildlicht. Die Verschiebung der Facette wird anhand der Verschiebung des Grid Points P zu P' ermittelt. Die Dehnung wird über die Differenz zwischen dem Abstand des Punktes Q zum Grid Point P und dem Abstand des verschobenen Punktes Q' zum verschobenen Grid Point P' berechnet.

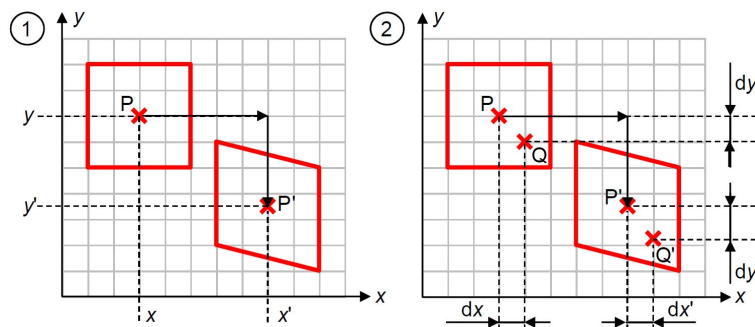


Abbildung 2.5: Veranschaulichung einer 2D Facettenverschiebung und Dehnungsermittlung [25, S. 6]

2.3.2.1 Algorithmen

Algorithmen vergleichen Grauwerte, beziehen geometrische und radiometrische Transformationen der Facetten mit ein, interpolieren Subpixel-Verschiebungen und Helligkeitsveränderungen, berechnen Verschiebungen und Rotationen und die daraus folgenden Verformungen. Die Algorithmen zur Bildkorrelation sind seit dessen Beginn am Anfang der 1980er Jahre häufig verändert und erweitert worden. Sie sind komplex und beziehen mittlerweile immer mehr Parameter mit ein. Dieses Kapitel versucht grob die Funktion der grundlegenden Algorithmen hinter dem Korrelationsprinzip zu vermitteln.

In Abbildung 2.6 ist eine dreidimensionale Facette in einem unverformten Zustand und in einem verformten Zustand zu sehen. Die Facette wurde durch die Verformung rotiert, geneigt und verzerrt [30, S. 2]. Mit Hilfe verschiedener Algorithmen kann die Verformung und Dehnung berechnet werden. Der Prozess beginnt mit einem Algorithmus zur Wiedererkennung von verschobenen Facetten. Bei der Verschiebung der Facette werden die Facetten allerdings meistens verformt, was dazu führt, dass der Algorithmus verschiedenste Verformungen und Änderungen in den Grauwerten der Pixel mit einbeziehen muss.

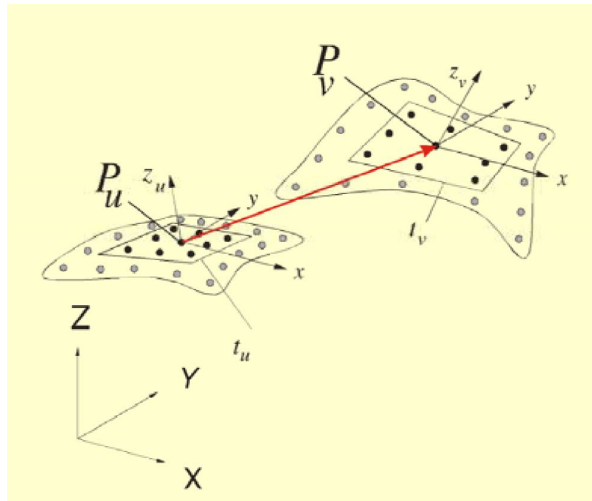


Abbildung 2.6: Facette mit Grid Point P_u vor der Verformung
Facette mit Grid Point P_v nach der Verformung [30, S. 2]

Der Korrelationsalgorithmus basiert auf einer pseudo-affinen Koordinatentransformation von einer Kamera zur anderen. Die berücksichtigten Transformationen der Facetten zwischen den Bildern der Kameras beinhalten Kombinationen aus Translation, Dehnung, Scherung und Distorsion. Distorsion ist im Gegenteil zur Translation, Dehnung und Scherung ein geometrischer Abbildungsfehler des optischen Systems und nicht eine Transformation des Testobjektes aufgrund der Belastung. Distorsionen führen zu einer lokalen Veränderung des Abbildungsmaßstabes. Die Transformationsparameter werden in dem Korrelationsalgorithmus durch die Minimierung der Differenz zwischen dem Grauwertmuster des Folgebildes und dem Referenzmuster des Referenzbildes ermittelt.

Dies geschieht durch die Anwendung der Koordinatentransformationen und durch fotogrammetrische Korrekturen an Kontrastdifferenzen und Intensitätsunterschieden der Grauwertmuster [27, S. 2]. Eine klassische Korrelationsfunktion dafür ist die adaptive kleinste Quadrate Korrelation [31] (engl. *adaptive least-squares matching*, *LSM*) [19, S. 2][32, S. 1]. Dies ist ein Verfahren der Photogrammetrie und Computer Vision [33, S. 57]. Bei diesem Verfahren wird eine korrespondierende Bildstelle einer Referenzbildstelle in den Folgebildern (Suchbildern) mit Subpixel-Auflösung gesucht [32]. Dabei wird nach der Bildstelle mit dem besten Näherungswert gesucht [32]. Die adaptive kleinste Quadrate Korrelation minimiert die Summe der Quadratdifferenzen der Pixelgrauwerte (engl. *sum of squared differences*, *SSD* [34][28, S. 2]) zwischen der Facette im Referenzbild und der Facette im Folgebild (Suchbild) [32, S. 1]. Dieses Verfahren unterstützt im Gegensatz zum ursprünglich verwendeten Verfahren der Kreuzkorrelation, geometrische und radiometrische Abbildungsverzerrungen [19, S. 2][32, S. 1][33, S. 58]. Als geometrische Transformation werden die perspektivischen Unterschiede zwischen dem Referenz- und den Suchbildern durch die Kameraposition definiert [32, S. 1]. Radiometrische Transformationen beziehen sich auf systematische Grauwertunterschiede zwischen dem Referenz- und den Suchbildern mit dem Ziel, diese zu kompensieren [32, S. 1].

103	101	99	52	0	1	55	100	96
101	104	98	51	4	3	51	98	100
103	96	99	49	2	2	52	103	98
2	3	0	1	1	2	3	0	1
1	3	3	0	2	1	0	3	0
0	0	2	0	3	0	2	0	0
98	101	102	52	1	0	46	97	102
97	98	103	51	2	0	53	98	100
102	99	101	48	0	0	54	102	101

Abbildung 2.7: Facette in Subpixel-Position [34, S. 20]

Zusätzlich kann es sein, dass sich das Testobjekt um z.B. $\frac{1}{2}$ Pixel verschiebt [s. Abbildung 2.7]. Die gesuchte Facette befindet sich dann in einer Subpixel-Position [14, S. 3]. Daraus ergibt sich die Notwendigkeit der Interpolation der Grauwertintensität bei Verschiebungen um einen rationalen Wert [34, S. 20][14, S. 3]. Diese Interpolationsverfahren können unter optimalen Bedingungen die Verschiebung der Facette auf $\frac{1}{100}$ stel der Pixelgröße genau bestimmen [30, S. 1].

Der vereinfachte zweidimensionale theoretische Zusammenhang zwischen einer Facette als Funktion $f(x, y)$ vor und einer Facette $f^*(x^*, y^*)$ nach einer Verschiebung und Verzerrung kann wie folgt beschrieben werden (s. Abbildung 2.8) [35, S. 66]:

$$f^*(x^*, y^*) - f(x + u(x, y), y + v(x, y)) = 0 \quad (2.1)$$

$f(x, y)$: Funktion einer Facette vor der Verschiebung

$f^*(x^*, y^*)$: Funktion einer Facette nach der Verschiebung

$u(x, y)$ und $v(x, y)$: Verschiebungsfeld des Grid Points

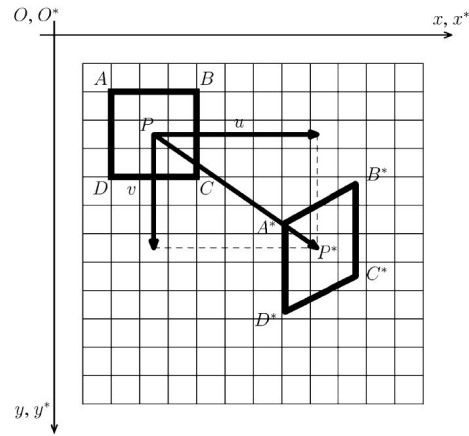


Abbildung 2.8: Verschiebung und Verzerrung einer Facette [35]

Der entsprechende Korrelationsalgorithmus basiert auf der Verfolgung der Grauwertmuster der Facetten. Für die Suche nach der richtigen Facette minimiert er die Summe [30]:

$$\sum_{x,y} (G_t(x_t, y_t) - G(x, y))^2 \quad (2.2)$$

$G(x, y)$: Grauwert eines Pixels mit den Koordinaten x und y vor der Verschiebung

$G_t(x_t, y_t)$: Grauwert eines Pixels mit den Koordinaten x_t und y_t nach der Verschiebung

Mit

$$\begin{aligned} G_t(x_t, y_t) &= g_0 + g_1 G(x_t, y_t) \\ x_1 &= a_0 + a_1 x + a_2 y + a_3 xy \\ y_1 &= a_4 + a_5 x + a_6 y + a_7 xy \end{aligned} \quad (2.3)$$

Durch die Änderung der Belichtungsparameter (g_0, g_1) und der Parameter der pseudo-affinen Facettentransformationen $(a_0 \dots a_7)$ kann eine Übereinstimmung der Facetten von 0,01 Pixeln erreicht werden [30][13].

Beispiel: Korrelationsalgorithmus

Ein Beispiel zu einem stark vereinfachten Korrelationsalgorithmus [34, S. 16]:

Der folgende Algorithmus sucht Facetten in Folgebildern, indem er die Summe der Quadratdifferenzen der Pixelgrauwerte der Facetten vergleicht. Die Facetten werden nach einem Ähnlichkeitswert (engl. *similarity score*) sortiert. Die Facette mit der geringsten Differenz ist die gesuchte Facette [34, S. 16–18].

$$C(x, y, u, v) = \sum_{i,j=-n/2}^{n/2} (I(x+i, y+j) - I'(x+u+i, y+v+j))^2 \quad (2.4)$$

C : Korrelationsfunktion

(x, y) : Pixelkoordinaten im Referenzbild

(u, v) : Verschiebung des Pixels

n : Facettengröße

I : Bild vor der Bewegung

I' : Bild nach der Bewegung

$(x+i, y+j)$: Pixelgrauwerte vor der Bewegung

$(x+u+i, y+v+j)$: Pixelgrauwerte nach der Bewegung

Abbildung 2.9 und 2.10 zeigen ein Beispiel zum Korrelationsalgorithmus mit zwei verschiedenen Fällen. Der Algorithmus sucht unter beiden Fällen die verschobene Facette. Dafür wird die Gleichung (2.4) verwendet.

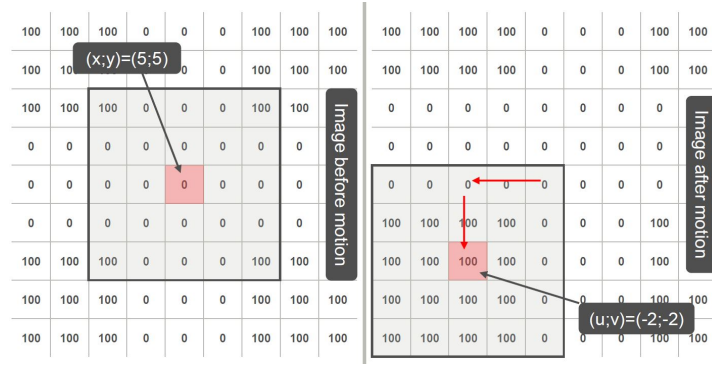


Abbildung 2.9: vereinfachtes Beispiel zum Algorithmus; Fall (a) [34, S. 17]

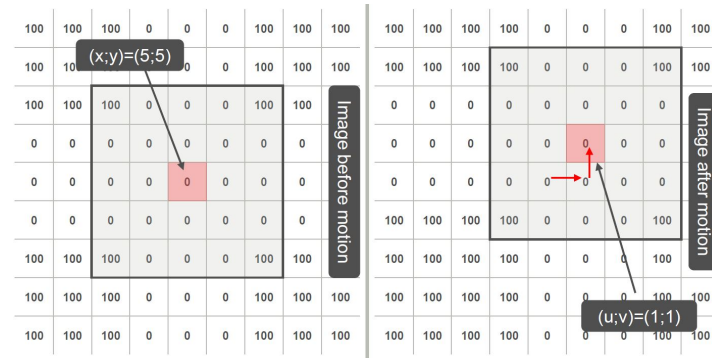


Abbildung 2.10: vereinfachtes Beispiel zum Algorithmus; Fall (b) [34, S. 18]

Werden die Variablen der Gleichung (2.4) durch die entsprechenden Werte ersetzt, ergibt sich:

$$C(5, 5, -2, -2) = \sum_{i,j=-2}^2 (I(5+i, 5+j) - I'(5-2+i, 5-2+j))^2 \quad (2.5)$$

$$C(5, 5, -2, -2) = 18$$

und

$$C(5, 5, 1, 1) = \sum_{i,j=-2}^2 (I(5+i, 5+j) - I'(5+1+i, 5+1+j))^2 \quad (2.6)$$

$$C(5, 5, 1, 1) = 0$$

Durch den Korrelationsalgorithmus konnte errechnet werden, dass der Algorithmus die passende Facette in Fall (b) gefunden hat (s. Gleichung (2.6)), da die Summe der Quadratdifferenzen der Pixelgrauwerte hier null ist [34, S. 16–18]. Unter realen Umständen würde der Korrelationsalgorithmus niemals null ergeben, da es sich selten um reine

Verschiebungen, sondern häufig um Verzerrung und andere Transformationen der Facetten handelt. Es wird immer nach dem besten Näherungswert, also der Facette mit der geringsten Grauwertdifferenz, gesucht.

2.3.3 Genauigkeit und Standardabweichung

Die Ergebnisse, die die 3D Koordinaten, die Oberflächenverschiebungen und die tangentialen Dehnungen der Objektoberfläche repräsentieren, unterliegen Ungenauigkeiten. Diese Ungenauigkeiten stammen von verschiedenen Quellen. Anhand ihrer Auswirkung auf den Evaluationsprozess können sie in zwei Kategorien unterteilt werden [27, S. 3]. Die erste Kategorie sind die Fehlerquellen, die die Genauigkeit der Bildkorrelation beeinflussen. Sie werden Korrelationsfehler (engl. *correlation errors*) genannt [27, S. 3]. Es sind Identifikationsfehler der Oberflächenpunkte in den beiden Kameras [12, S. 266]. Die zweite Kategorie sind sogenannte 3D Rekonstruktionsfehler (engl. *3D reconstruction errors*). Sie treten z.B. in Form von Kalibrierungsfehlern auf. Diese haben direkten Einfluss auf die Rekonstruktion der 3D Koordinaten der Facetten [27, S. 3].

Korrelationsfehler sind Messunsicherheiten in der Korrelation von korrespondierenden Facettenpositionen in verschiedenen Bildern. Sie können in statistische und systematische Fehler unterteilt werden. Statistische Fehler treten hauptsächlich aufgrund des Rauschens der Kamerabilder auf. Dazu gehören das Rauschen der Grauwerte, intrinsisches Kamerarauschen, die unterschiedlichen Ausleuchtungskonditionen für beide Kameras, der Bildkontrast und die Größe sowie der Kontrast des Specklemusters. Außerdem ist die begrenzte Anzahl an Pixeln und übereinstimmenden Grauwerte pro Facette eine statistische Fehlerquelle. Ebenso spielt hier eine Rolle, dass die Facettenposition subpixelgenau bestimmt werden soll [27, S. 3] [12, S. 266]. Statistische Fehler können durch den Einsatz von Glättungsfunktionen minimiert werden [27, S. 3].

In Abbildung 2.11 wird deutlich inwieweit der Korrelationsfehler von der Facettengröße abgänglich ist. Die gepunktete Linie repräsentiert den theoretischen statistischen Fehler in Abhängigkeit von der Facettengröße. In einem Experiment wurde der Korrelationsfehler einer ebenen Fläche und einer Kugel gemessen. Alle Umstände und Parameter der beiden Messungen sind identisch [27, S. 3]. Für die Ebene steigt der Fehler ab einer Facettengröße von 80 Pixeln nicht mehr an. Der Korrelationsfehler liegt dann bei 0,0014 px. Bei der Kugel ist der minimale Korrelationsfehler von 0,0024 px bei 50 Pixeln pro Facette erreicht und steigt wieder bei größeren Facetten. Die Korrelationsfehler werden in Ungenauigkeiten der 3D Koordinaten umgewandelt. Die draus folgende Verschiebungsfehler liegen bei 0,22 μm für die Ebene und bei 0,39 μm für die Kugel [27, S. 4]. Die Kugel weist generell größere statistische Fehler auf. Diese könnten an ihrem vermehrten Hang zu Reflexionen, verursacht durch ihre Form, liegen [27, S. 4].

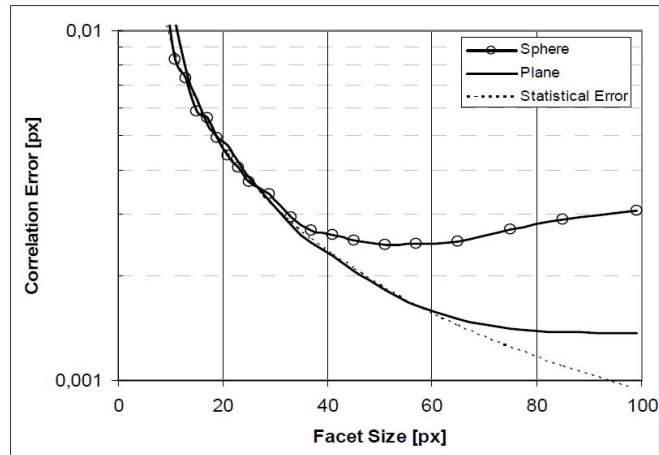


Abbildung 2.11: Korrelationsfehler für Messungen an einer Ebene und an einer Kugel als Funktion der Facettengröße [27]

Abbildung 2.12 repräsentiert die Ergebnisse eines Experimentes zum Kameragrundrauschen und dessen Einfluss als Korrelationsfehler. Vorweg wurden kommerziell erwerbliche Kameras (CCD, CMOS, digital, analog) bei einem Grauwert von 255 bits auf ihr Rauschniveau getestet. In einem folgenden Experiment wurde der Korrelationsfehler der Kameras gemessen, der zwischen zwei Bildern auftritt, in denen keine Verformung stattgefunden hat. Der Graph zeigt, dass das Grundrauschen der Kameras einen Korrelationsfehler von ca. $\frac{1}{200}$ stel Pixel verursacht [12, S. 267].

Systematische Fehler treten aufgrund des Subpixel-Effekts auf. Dieser ist eine Folge der Diskretisierung des realen Specklemusters. Ebenfalls können systematische Fehler durch eine möglicherweise auftretende nicht-lineare Distorsion der Facetten, z.B. bei gekrümmten Oberflächen, auftreten. Anders gesagt, wenn das Facettentransformationsmodell des Algorithmus nicht mit den in Wirklichkeit auftretenden komplexen Transformationen der Facetten übereinstimmt, kommt es zu systematischen Fehlern[27, S. 3][12, S. 266].

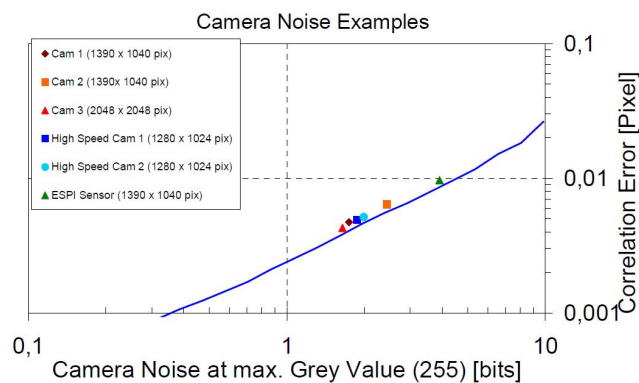


Abbildung 2.12: Korrelationsfehler durch Kameragrundrauschen bei verschiedenen Kameras [12, S. 267]

Genauso wie in Abbildung 2.11 wurde in Abbildung 2.13 ein Experiment zum Korrelationsfehler in Abhängigkeit der Facettengröße durchgeführt. In diesem Fall beziehen sich die Ergebnisse ausschließlich auf den systematischen Korrelationsfehler. Anhand der Abbildung 2.13 wird sichtbar, dass mit steigender Facettengröße mehr systematische Fehler auftreten. Die Kugel erzeugt größere systematische Fehler, da sie aufgrund ihrer Form größere perspektivische Distorsionen erzeugt [27, S. 4].

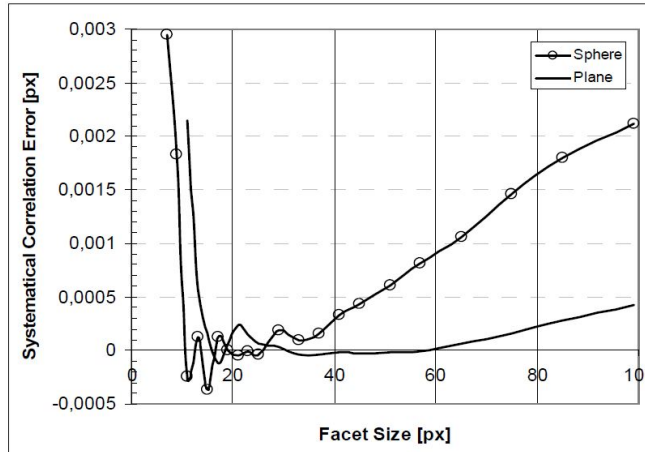


Abbildung 2.13: Systematischer Korrelationsfehler für Messungen an einer Ebene und an einer Kugel als Funktion der Facettengröße [27]

Neben den Korrelationsfehlern gibt es noch die Rekonstruktionsfehler. Diese sind das Ergebnis einer ungenauen und fehlerbehafteten Kalibrierung der Kameras. Kalibrierungsfehler treten in systematischer Weise als Funktion der Facettenposition in den Kamerabildern auf. Sie verursachen lokale Distorsionen des rekonstruierten 3D Modells [27, S. 3]. Die Genauigkeit der Korrelation wird hauptsächlich durch die Größe der Facetten und die Qualität des Specklemusters beeinflusst. Dabei zeugt ein Specklemuster mit einer hohen Variation an Grauwerten (Grauwertsprünge) von guter Qualität. Experimente zeigen, dass die Korrelationsfehler bei einem Specklemuster mit Punkten von einer Größe von 4–5 Pixeln am geringsten sind [29, S. 6159]. Die Kalibrierung des Kamerasystems vor der Korrelation ist ein wichtiger Punkt in Bezug auf die Sicherstellung von verlässlichen Messergebnissen. Unsaubere Kalibrierungen führen zu Kalibrierungsungenauigkeiten und damit zu systematischen Evaluationsfehlern in den Korrelationsergebnissen [12, S. 265][27, S. 2].

2.3.4 Kalibrierung

Die intrinsischen und extrinsischen Parameter des Kamerasystems werden über die Kalibrierung und einen Kalibrierungsalgorithmus ermittelt. Für die Kalibrierung stehen Kalibrierungsscheiben verschiedener Größen und Arten zur Verfügung. Die Kalibrierung kann in verschiedenen Abläufen durchgeführt werden. Die typischste Kalibrierungsart eines stereoskopischen Kameraaufbaus ist die simultane Kalibrierung beider Kameras [24][27, S. 2]. Die nach Bedarf ausgewählte Kalibrierscheibe wird der Software mitgeteilt. Somit ist der Software die Scheibe in ihrer Größe und Geometrie bekannt. Die Scheiben besitzen ein Schachmuster. Dieses Schwarz-Weiß Muster wird von der Software erkannt. Die Software detektiert die Ecken der Quadrate. Über drei runde Markierungen in den mittleren Quadraten wird ein Koordinatensystem samt Koordinatenursprung erstellt. Werden genügend Quadrate und das Koordinatensystem erkannt, wird die aktuelle Position der Scheibe und die erkannten Quadrate sowie das Koordinatensystem von der Software über ein erstelltes Foto festgehalten. Die Scheibe wird mehrmals in verschiedene Orientierungen geschwenkt und das System detektiert jedes Mal die Quadrate und erstellt ein Koordinatensystem. Letztendlich berechnet der Evaluationsalgorithmus die intrinsischen und extrinsischen Parameter für jede Kamera und die Ungenauigkeiten der Kalibrierungsparameter, die aus den Abweichungen der detektierten Markierungen des Schachmusters stammen. Normalerweise sind acht aufgenommene Kalibrierungsfotos für eine präzise Kalibrierung ausreichend [24][27, S. 2].

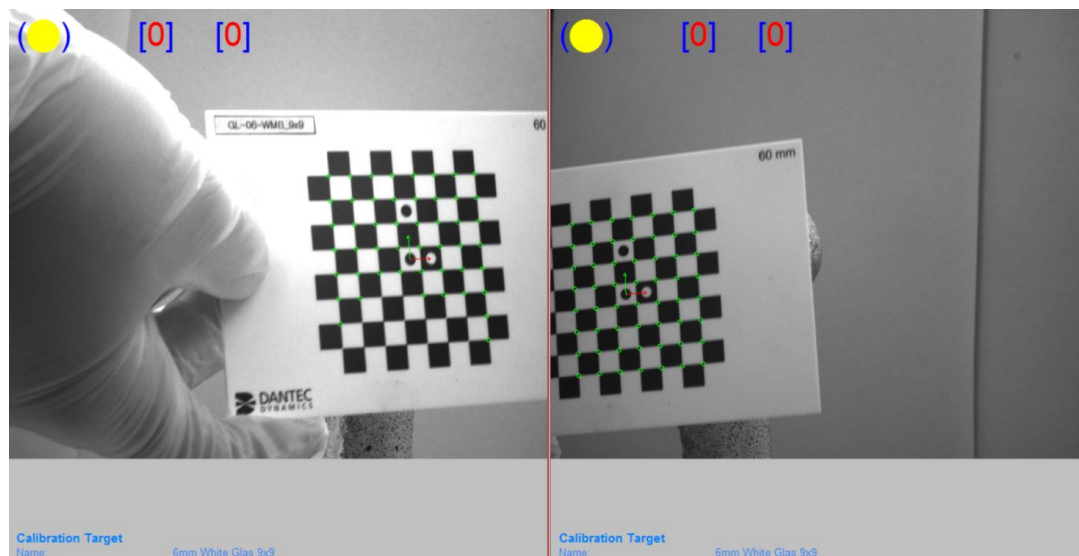


Abbildung 2.14: Kalibrierungsvorgang samt Scheibe, grüne Markierungen den erkannten Ecken und Koordinatensystem in der Mitte der Scheibe

Die intrinsischen Parameter beschreiben die Bildgebung der jeweiligen Kamera. Dies basiert auf dem Lochkamera Modell (engl. *Pinhole Modell*). Die Brennweite f (engl. *focal length*) (s. Abbildung 2.16) ist die Distanz zwischen Lochblende und Bildebene. Sie ist in eine X (bzw. Z in Abbildung 2.15) und Y Komponente separiert. Der Bildmittelpunkt P (engl. *principal point*) ist die Position der Lochblende (engl. *pinhole*) in der XY-Bildebene. Die Distorsion wird durch ihre radialen und tangentialen Komponenten beschrieben (s. Abbildung 2.16) [24, S. 62][27, S. 2].

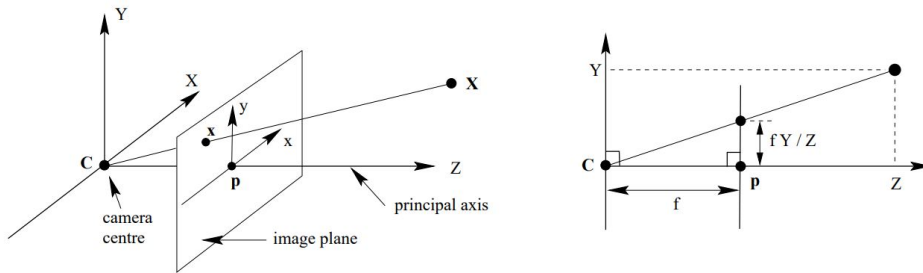


Abbildung 2.15: Prinzip der Lochkamera[36]

Die extrinsischen Parameter definieren die Kamera hinsichtlich des initialen Koordinatensystems des ersten aufgenommenen Bildes der Kalibrierung und damit ihre Position in Relation zur zweiten Kamera. Dabei ist die Translation (s. Abbildung 2.16) der Vektor zwischen dem Koordinatenursprung und dem Bildmittelpunkt der Kamera. Die Rotationsmatrix legt die Rotation des Koordinatensystems so fest, dass die Z-Achse in die Richtung der Hauptachse verläuft und die X-Achse parallel zu einer Pixelreihe des Kamerabildes ist [24, S. 62][27, S. 2].

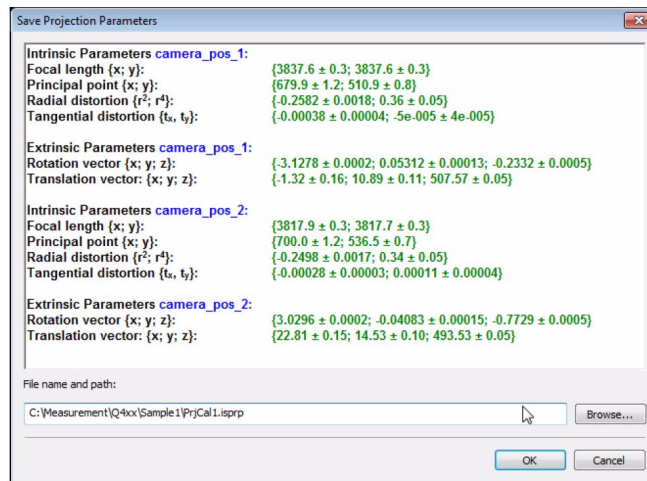


Abbildung 2.16: Kalibrierungsparameter [24, S. 63]

2.3.5 Istra4D

Dieses Kapitel erklärt alle Schritte der Software *Istra4D*, die für die Ausführung der Experimente dieser Arbeit nötig sind. Die Angaben stammen alle aus dem Handbuch in [24].

Istra4D ist eine Software zur digitalen Bildkorrelation von *Dantec Dynamics*. Die Software besitzt eine leicht verständliche Benutzeroberfläche und ermöglicht neben der Bildkorrelation und -evaluation auch die Steuerung der Kameras zur Bildaufnahme. Außerdem können über dieses Programm alle Messungen verwaltet und als ASCII Datei ausgegeben werden. Für jede Messreihe, die mit *Istra4D* ausgeführt werden soll, kann ein eigener Ordner (engl. *Repository*) erstellt werden. Alle abgeschlossenen Messungen werden in dem gemeinsamen Verzeichnisbaum dieses Ordners aufgelistet. Über den Verzeichnisbaum können die Messungen verwaltet und bearbeitet werden. Ebenso wird dort die Messung ausgewählt, für die eine neue Evaluierungsdatei erstellt werden soll.

Bevor Messungen durchgeführt werden können, müssen die Kameras angeschlossen und aktiviert werden. Die Aktivierung erfolgt über den Reiter *Acquisition < Hardware Activate...* oder über das entsprechende Icon. Die Software befindet sich nun im Livebild Modus (engl. *Live Image mode*). Zwei Fenster erscheinen und bilden das sogenannte *Multi Image Control View*. Darin werden beide Kamerabilder live nebeneinander abgebildet. Die Kameras können mittels der Livebilder optimal positioniert werden. Danach folgt die Helligkeits- und Schärfentiefeeinstellung der Kameras. Zur Helligkeitseinstellung kann aus einer *Drop-Down-Liste*, die mit *Gray* voreingestellt ist, *GrayMinMax* ausgewählt werden. Diese Funktion lässt alle überbelichteten Bildstellen rot erscheinen. Der Lichteinfall der Kameralinse kann über die Blende reguliert werden. Dafür wird das Feststellrädchen (1) am Objektiv der Kamera gelöst und der Blendenring (2) so positioniert, dass das Kamerabild keine roten Pixel mehr aufweist (s. Abbildung 2.17).

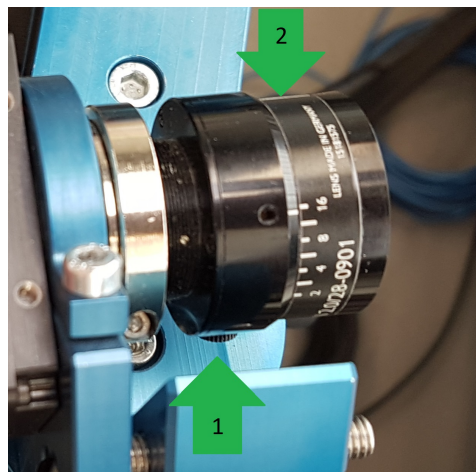


Abbildung 2.17: Blendenring (2) und Feststellrädchen (1) des Kamersobjektivs

Als Hilfestellung zur Schärfeneinstellung kann über den Zoom in das Kamerabild heringezoomt werden. Dafür wird aus der *Drop-Down*-Liste die Funktion *200 %* ausgewählt. Der Bildausschnitt liegt dann 200fach vergrößert vor und die Schärfentiefe kann durch Drehen am entsprechenden Ring des Kameraobjektivs geändert werden (s. Abbildung 2.18). Um den Fokus der Kamera ausfindig zu machen, kann die Blende etwas geöffnet werden. Der Fokus der Kamera wird als erstes überbelichtet sein und durch die rote Färbung kenntlich gemacht.

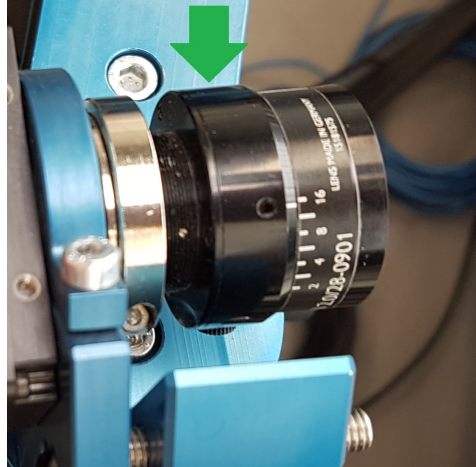


Abbildung 2.18: Ring für Schärfentiefe (1)

Wurden Helligkeit und Schärfentiefe angepasst, werden die Standardeinstellungen *Gray* und *A-Zoom* wieder eingestellt.

Über den Reiter *Acquisition < Edit Settings* können Änderungen in den Einstellungen zur Bildfrequenz, Bildformat, Region der Interesse (*ROI*) und Helligkeit vorgenommen werden. Mittels *ROI* kann das Kamerabild auf die Region, die von Interesse ist, verkleinert werden. Damit nimmt allerdings die Pixelanzahl des sichtbaren Bildes ab. Anders gesagt wird im Nachhinein herangezoomt.

Als nächstes wird die Kalibrierung der Kameras mittels der Kalibrierungsscheibe durchgeführt. Die Kalibrierung ist ein bedeutender Faktor für die Genauigkeit der Ergebnisse der Bildkorrelation. Anhand der Kalibrierung werden intrinsische und extrinsische Parameter erfasst und ein initiales Koordinatensystem erstellt. Sollten nach erfolgreicher Kalibrierung die Kameras bewegt oder Änderungen vorgenommen werden, muss die Kalibrierung immer erneuert werden. Zum Erstellen einer neuen Kalibrierungsdatei wird der Button *Start new calibration setup* gewählt. Über das entsprechende Icon wird die Kalibrierung gestartet. Die Kalibrierungsscheibe muss für die Berechnung der intrinsischen und extrinsischen Parameter bis zu achtmal in das Kamerabild gehalten und immer in eine andere Position geschwenkt werden. Dabei sollte das gesamte Rasterfeld der Kalibrierscheibe das Kamerabild ausfüllen. Ebenso sollte der Abstand zwischen den Kameras und der Scheibe genauso groß sein wie der Abstand zwischen den Kameras und

dem Versuchsobjekt. Ist die Kalibrierungsscheibe zu groß für das Kamerabild, kann die Kalibrierung nicht durchgeführt werden und der Abstand zwischen Linse und Objekt muss vergrößert und die Tiefenschärfe neu angepasst werden. Stehen Kalibrierungsscheiben unterschiedlicher Größe zur Verfügung, kann einfach eine kleinere Scheibe gewählt werden. Der Kalibrierungsstatus wird über einen Kreis und über eine in eckige Klammern eingefasste Zahl links oben im Kamerabild angezeigt. Der Kreis ist eine Art Ampel und gibt an, ob die Software die Kalibrierungsscheibe erkennt und ob sie ein Foto aufnehmen kann. Die eckigen Klammern geben an, wie viele Bilder bereits aufgenommen wurden. Die Software erstellt bis zu acht Bilder. Über das erste Bild wird das initiale Koordinatensystem erstellt. Sind alle Bilder aufgenommen, stoppt die Kalibrierung automatisch und muss manuell abgespeichert werden. Dabei können die erhaltenen Kalibrierungsparameter kontrolliert werden. Ein großes Residuum (1,0 Grauwert) ist zum Beispiel ein Maß für eine schlechte Kalibrierung. Das Residuum sollte weniger als 0,3–0,5 Grauwerte betragen. War die Kalibrierung erfolgreich, können Messungen gestartet werden.

Über den Button *Start new correlation setup* wird wieder das Livebild der Kameras aufgerufen. Über *Start ringbuffer recording* kann die Anzahl der Bilder (*Frames*) und der *Pre-/Post-Trigger* eingestellt werden. Nachfolgend wird über den Button *Send Pre-/Post-Trigger* die Messung gestartet. Nach Ablauf der zuvor definierten Anzahl an Bildern stoppt die Messung automatisch und muss manuell abgespeichert werden.

Für eine Evaluierung muss vorerst eine Auswertungsdatei der entsprechenden Messung angefertigt werden. Dafür muss die Datei der Messung im Verzeichnisbaum ausgewählt und der Button *Create a new evaluation* angeklickt werden. In dem erscheinenden Pop-Up-Fenster kann die Datei benannt und die Kalibrierungsdatei, falls nötig, gewechselt werden. Zudem können Einstellungen aus vorherigen Auswertungen übernommen werden. Dies ist ein wichtiger Punkt zur Zeitersparnis bei einer hohen Anzahl an Messungen und sorgt dafür, dass verschiedene Messungen auf die gleiche Weise ausgewertet werden. Die erstellte Auswertungsdatei befindet sich im Verzeichnisbaum. Um die Auswertung zu beginnen, muss die Datei ausgewählt und der Button *Start correlation* gedrückt werden. Auf der rechten Seite erscheint ein Bedienungsfeld, das in verschiedene Bereiche unterteilt ist. In dem Bereich *Input Data Selection* können einzelne Bilder der Messungen aus der Auswertung herausgenommen oder hinzugefügt werden. Unter *Evaluation Settings* werden die entsprechenden Einstellungen zur Auswertung vorgenommen. Nähere Informationen zu allen Einstellungen befinden sich im Kapitel 2.3.6. In der Rubrik *Mask Definition* muss eine sogenannte *Maske* über den Bereich gelegt werden, der ausgewertet werden soll. Dazu werden Eckpunkte auf das Bild gesetzt, die zusammen ein Polygon erstellen. Der Bereich innerhalb des Polygons ist der Bereich, den die Software berechnet. Unter *Startpoints* wird ein Startpunkt in den auszuwertenden Bereich gelegt. Der Startpunkt wird auf einem markanten Fleck des Punktemusters positioniert. Die Software beginnt durch das Drücken von *Start* in allen Bildern der Messung nach genau diesem Punkt zu suchen. Der Startpunkt ist der Punkt, an dem sich die spätere Auswertung orientiert. Schafft es das Programm nicht, den Punkt in allen Bildern zu finden, kann zuerst ein anderer Punkt ausgewählt werden. Hilft dies nicht, muss unter *Evaluation Settings* das

3D Residuum hochgesetzt werden. Das 3D Residuum legt die maximale Abweichung der Pixelposition zwischen aufgenommenem Bild und erzeugtem 3D Abbild fest. Sobald alle Startpunkte gefunden werden, kann unter der Rubrik *Control* die Berechnung der *Grid Points* gestartet werden. Die Anzahl der *Valid Gridpoints* sollte über alle Bilder der Messung ungefähr gleich bleiben. Ist die Anzahl der gefundenen Punkte in Relation zu der definierten Fläche und Facettengröße sowie Gitterweite sehr klein und entstehen Löcher in der ausgewerteten Fläche, so muss das Residuum der Grauwerte hochgesetzt werden (s. Abbildung 2.21).

Ist die Berechnung fertiggestellt, kann unter *Visualization Settings* die weitere Auswertung vorgenommen werden. Das Bedienungsfeld der *Visualization Settings* ist selber nochmals in vier Rubriken unterteilt. Die Auswahl des Referenzschrittes und des aktuellen Schrittes bleibt allerdings immer sichtbar. Als *Reference step* wird *00 Series 0 Step 0* ausgewählt. Dies ist das erste aufgenommene Bild der Messung. Über *Step* wird das Bild der Messreihe bestimmt, welches von Interesse ist. Die Auswertung bezieht sich immer auf den *Reference step*, also in diesem Fall auf das erste Bild der Messung. Hauptsächlich ist das letzte Bild im Bezug zum ersten Bild interessant. Unter dem Reiter *Graphics* < *Visualization* wird aus der *Drop-Down-Liste Displacement total* ausgewählt. Dadurch wird die totale Verschiebung vom jeweils ausgewählten Bild zum ersten Bild der Messreihe farblich dargestellt. Unter der Rubrik *Coordinates* wird ein Koordinatensystem mittels des Buttons *Create New* mit der Methode *Set Origin and x-Direction* hinzugefügt. Dabei erscheinen zwei Kreise auf dem Bild der Messung. Über diese werden Ursprung und X-Richtung definiert. Werden diese nicht verschoben, so wird das Koordinatensystem in allen auszuwertenden Messungen gleich sein.

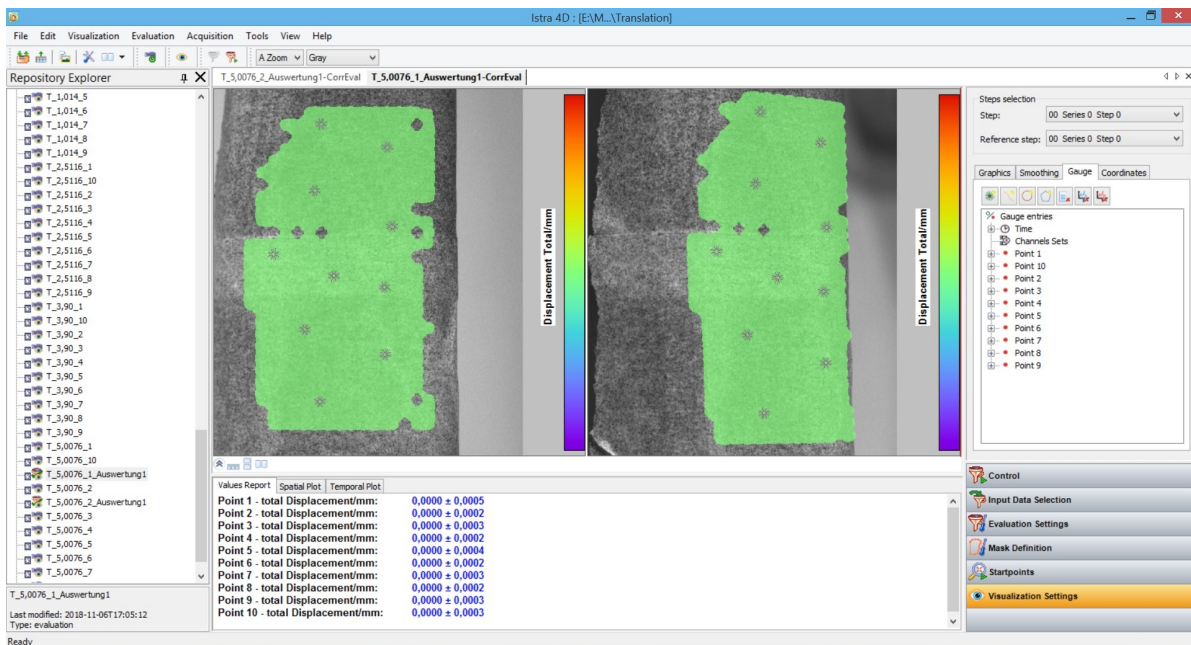


Abbildung 2.19: Zehn virtuelle Auswertungspunkte

In der Rubrik *Gauge* der *Visualization Settings* befindet sich der Button *Create new point gauge object*. Mittels dieses Buttons kann ein virtueller Auswertungspunkt in die ausgewertete Fläche des Knochens gelegt und über die einzelnen Bilder der Messung hinweg verfolgt werden (s. Abbildung 2.19). Jeder erstellte Punkt hat einen eigenen Verzeichnisbaum. In jedem Verzeichnisbaum kann unter *Displacements* die Auswahl *total Displacement* mit einem Rechtsklick und mit *Add Report Entry* zur *Report*-Anzeige hinzugefügt werden. Die *Report*-Anzeige erlaubt es unmittelbar die Ergebnisse zu sehen, ohne diese dafür in einer ASCII-Datei ausgeben zu müssen. Damit die *Report*-Anzeige unterhalb des Kamerabildes auftaucht, muss in dem Bedienungsfeld *Graphics and Reports* ausgewählt werden. Unter dem Reiter *Values Report* finden sich alle Werte, die über *Add Report Entry* hinzugefügt wurden. Durch die Funktion der *total Displacement* wird die Verschiebung des Punktes zwischen dem aktuellen Bild und dem Referenzbild der Messung angegeben. Als weitere Funktion können z.B. in dem Verzeichnisbaum unter *Contour* die X-, Y- und Z-Koordinaten eines Punktes angezeigt werden. Zum Ausgeben der Werte als ASCII-Datei muss die gewünschte Funktion (z.B. *total Displacement* oder die Koordinaten) im Verzeichnisbaum für jeden Punkt, dessen Wert ausgegeben werden soll, angewählt werden. Dies gelingt mit Halten der *Strg-Taste*. Sind alle gewünschten Werte angewählt, kann mittels Rechtsklick auf den zuletzt angewählten Wert *Export to ASCII-File* ausgewählt werden. Es erscheint ein Pop-Up-Fenster. Dort kann der Name für die Datei eingetragen werden. Außerdem kann entschieden werden, wie die Datei aufgebaut und formatiert ist. Als Separator kann zwischen *Tab*, *Semicolon* und *Comma* entschieden werden und als *Decimal delimiter* stehen *Auto*, *Comma* und *Point* zur Auswahl. Zusätzlich kann entschieden werden, ob die Werte jedes Bildes ausgegeben werden sollen oder nur von bestimmten Bildern.

2.3.6 Korrelationsparameter

Unter dem Bereich *Evaluation Settings* können alle Korrelationsparameter bestimmt werden.

Die erste *Drop-Down*-Liste enthält unterschiedliche Korrelationsarten. Für jede Korrelationsart können die Parameter individuell festgelegt werden. Die Auswahl *All* beinhaltet alle auswählbaren Arten. Bei der *Start Points Correlation* werden alle Startpunkte für die Messung gesucht. Die *Intra Step Correlation* ist die Korrelation der Bilder verschiedener Kameras für den Referenzschritt. Die *Inter Step Correlation* kann der Korrelation der Bilder einer Kamera im Messverlauf zugeordnet werden.

In der zweiten *Drop-Down*-Liste können vordefinierte Parametervoreinstellungen ausgewählt werden. Mittels der Auswahl *Advanced - Full User defined* können alle Parameter frei definiert werden. Über *Normal - Good images* können Standardparameter für Bilder mit guten Voraussetzungen festgelegt werden. *Normal - Bad images (reflexes)* stellt Parameter zur Verfügung, die für Bilder genutzt werden, die nicht unter optimalen Konditionen aufgenommen wurden. Mittels *Fast* werden die Parameter so gesetzt, dass die Geschwindigkeit der Korrelation erhöht wird. Dabei kann allerdings die Genauigkeit

heruntergesetzt werden. Die Auswahl *High Accuracy* setzt eine gute Bildqualität voraus und wählt die Parameter so, dass die Genauigkeit der Korrelation im Vordergrund steht.

The image shows a software interface for setting correlation parameters. It is divided into several sections: 'Correlation parameters' with a dropdown set to 'All', 'Advanced: Full user defined', 'Facet size' set to 55 Pixels, 'Image levels' set to 'Two levels', 'Outlier tolerance' set to 'Low', a 'Maximum permissible values' section with 'Accuracy' at 0,03 Pixels, 'Residuum' at 20 Gray values, and '3D Residuum' at 0,1 Pixels, and a 'Parameterization settings' section with 'Grid spacing' at 42 Pixels, 'Alignment' set to 'Camera', and 'Reference' set to 'camera_pos_1'.

Abbildung 2.20: Korrelationsparameter
hier: Einstellungen für die Translationsmessungen (s. Kapitel 3.7)

Die Facettengröße (engl. *Facet size*) sollte immer $\frac{4}{3}$ der Gitterweite (*Grid spacing*) betragen. Größere Facettengrößen verursachen Glättungen der Ergebnisse und verringern die räumliche Auflösung. Jede Facette muss einen charakteristischen Part des Specklemusters enthalten.

Um sicherzustellen, dass die Korrelation ein globales Minimum findet, wird der Algorithmus bei unterschiedlichen räumlichen Strukturauflösungen des Bildes verwendet. Desto mehr *Image levels* benutzt werden, desto besser kann der Algorithmus große Verschiebungen handhaben. Eine kleiner Levelzahl erhöht die Korrelationsgeschwindigkeit. Gleichzeitig erhöht es allerdings die Chance auf falsche Ergebnisse. Für die Startpunktsuche muss das Level *Two levels* ausgewählt sein.

Die *Outlier Tolerance* bestimmt den Einfluss des Rauschens im Algorithmus. Die Einstellung *Low* ist bedingt durch eine gute Bildqualität. Rauschen hat dabei einen hohen Einfluss auf die Korrelation. Durch die Auswahl *Medium* hat Rauschen weniger Einfluss. *High* ist die Einstellung für Bilder, die Reflexionen beinhalten. Rauschen hat dabei wenig Einfluss. Wenn *Medium* oder *High* ausgewählt werden, wird die Berechnungszeit dramatisch gesteigert.

Der Abschnitt *Maximum Permissible Values* beinhaltet alle Abbruchkriterien. Eine Korrelation muss diese Parameter erfüllen, um durchlaufen zu können. Dazu gehört die *Accuracy*. Sie legt den maximal akzeptablen Wert für die Korrelationsgenauigkeit

der Pixel für jede Facette fest. Sie wird in Pixeln gemessen. Das *Residuum* ist der maximale Wert für das Residuum des Korrelationsalgorithmus in Grauwerten. Über das *3D Residuum* wird die maximal akzeptable Abweichung der Pixelposition zwischen dem über die Korrelation gefundenen Punkt und dem 3D projizierten Objektpunkt festgelegt.

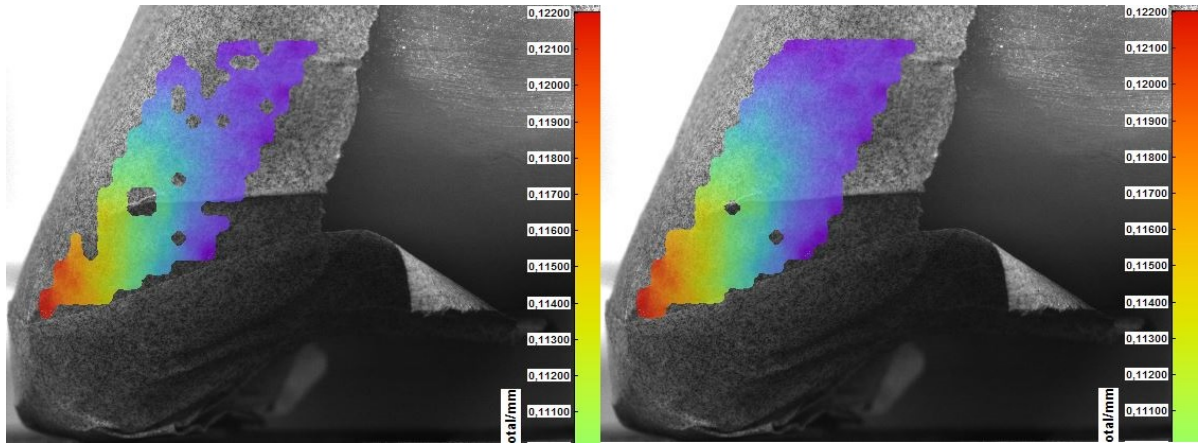


Abbildung 2.21: links: 3D Residuum niedrig (145 Valid Gridpoints gefunden)
rechts: 3D Residuum hoch (166 Valid Gridpoints gefunden)

Der Bereich *Parameterization Settings* befasst sich mit der Position jeder Facette. Die Gitterweite (engl. *Grid Spacing*) ist der Abstand zwischen den Grid Points, gemessen in Pixeln. Da jeder Grid Point einen Datenpunkt in dem Ergebnis erzeugt, limitiert die Gitterweite die räumliche Auflösung. Die Gitterweite legt also den Abstand der Datenpunkte fest. Die Einstellungen bezüglich des *Alignment* legen fest wie die Position der Facette bestimmt wird. Eine Änderung dieser und der *Reference*-Einstellung ist nur bei einem *Multi Camera System* mit dem *Cluster*-Ansatz nötig.

Weitere Einstellungsmöglichkeiten können aufgerufen werden. Sie befassen sich mit der Startpunktsuche und der Rechenleistung des Computers. Die Einstellungen zur Startpunktsuche enthält Parameter, die diese limitieren können. Zum Beispiel gibt der *Search Radius* an, in welchem Abstand, ausgehend von der letzten Position des Startpunktes, der Startpunkt gesucht wird.

2.4 Arduino UNO und Arduino IDE

Dieses Kapitel gibt einen groben Einblick, was ein *Arduino* Board und eine *IDE* sind. Die Informationen stammen, sofern nicht anders erwähnt, aus [37].

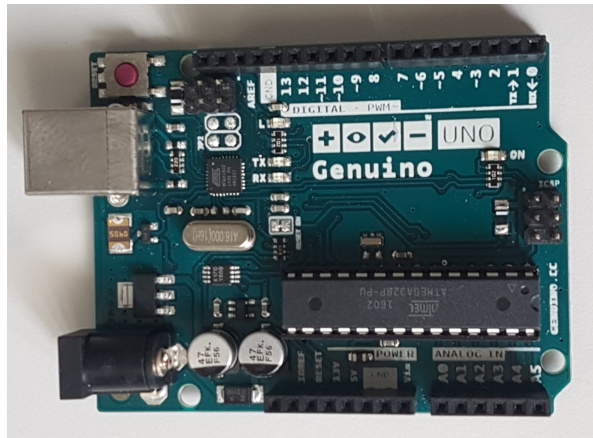


Abbildung 2.22: Arduino UNO bzw. Genuino UNO

Der Arduino UNO bzw. Genuino UNO ist ein E/A-Board (Ein-/Ausgabe, *I/O*) mit einem ATmega328 Mikrocontroller (s. Abbildung 2.22). Dies ist ein 8-Bit-Microcontroller von der Firma Atmel (San Jose, USA) [38]. Die Programmierung des Mikrocontrollers findet über eine Entwicklungsumgebung (*Integrated Development Environment, Arduino IDE*) mit grafischer Benutzeroberfläche statt.

Das Arduino Board führt den Mikrocontroller mit anderen Bauteilen auf eine Platine zusammen. Es besitzt z.B. 14 digitale Ein-/Ausgänge (D0–D13), von denen sechs Stück (D3, D5, D6, D9, D10 und D11). Außerdem weist es noch sechs analoge Eingänge (A0–A5) auf. Die Ansteuerung des Boards erfolgt über eine USB-Schnittstelle, über die auch gleichzeitig die Logikspannung von 5 V bereitgestellt wird. Die 12 V Motorspannung bzw. der Motorstrom werden über einen Hohlstecker auf das Arduino Board übertragen.

2.4.1 Ansteuerung von Motoren mittels Arduino Board

Die Ansteuerung der Schrittmotoren erfolgt über das Arduino Board, welches mit einem *FabScan-Shield* und Schrittmotortreibern (engl. *SilentStepSticks*) versehen ist (s. Abbildung 2.23 und 2.24).

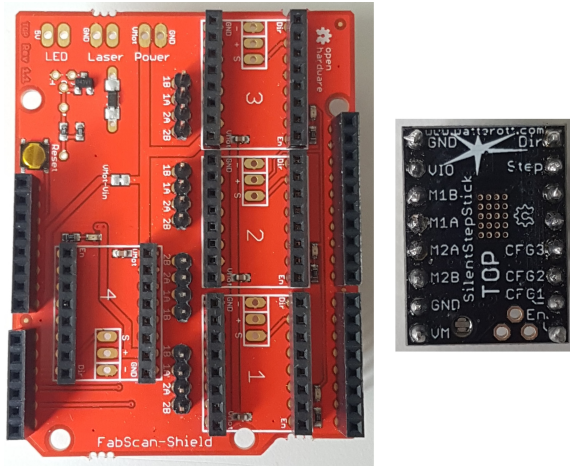


Abbildung 2.23: links: FabScan-Shield
rechts: Treiber (vergrößert dargestellt)

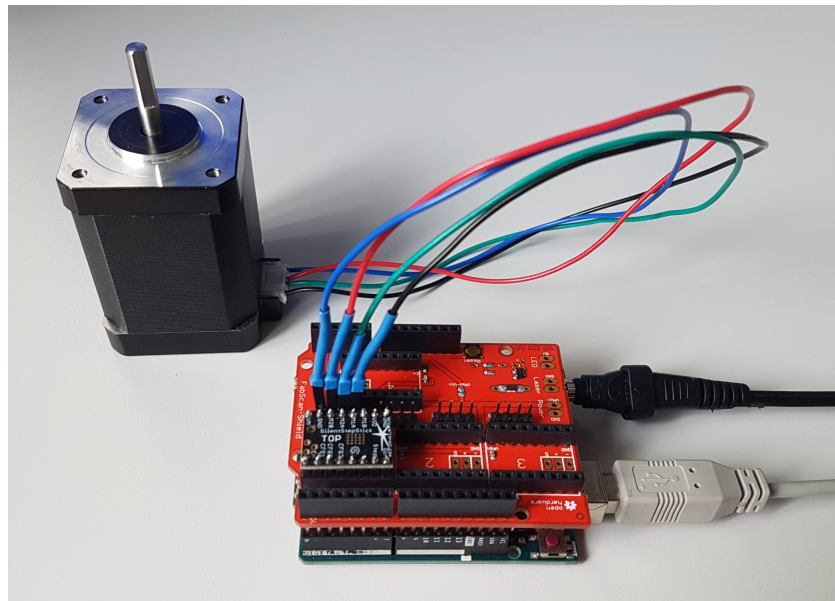


Abbildung 2.24: Motoransteuerung mit Arduino Uno, FabScan-Shield und Treiber

2.4.2 Stepper

Schrittmotoren werden verwendet, um gezielt Positionen anfahren zu können. Diese Art von Motoren arbeitet mit Spulen und Magneten. Der Magnet richtet sich nach der stromführenden Spule und bleibt dort stehen. Über gleichzeitiges Ansteuern von nebeneinanderliegenden Spulen kann die Motorachse genau positioniert werden [37]. Jeder Schrittmotor benötigt eine bestimmte Anzahl an Schritten um seine Motorachse um 360° zu drehen.

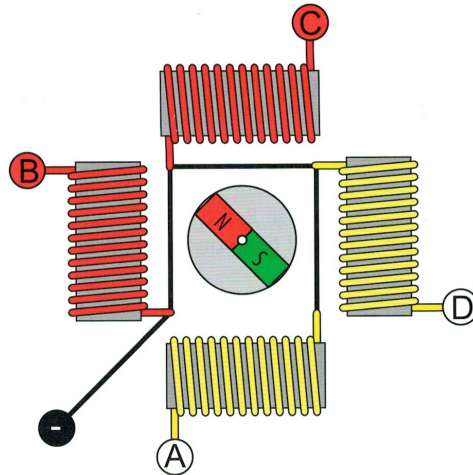


Abbildung 2.25: stark vereinfachter Schrittmotor mit vier Spulen und einer simultanen Ansteuerung von B und C [37]

3 Experimente

Zur Überprüfung der Tauglichkeit der digitalen Bildkorrelation zur *in vivo* Messung von Tibiadeformationen werden die zu erwartenden Belastungen mit einer künstlichen Tibia (*Sawbone*) nachgestellt. Zur Vereinfachung wird die Biegung dabei durch eine Translation und die Torsion durch eine Rotation ersetzt. Die Größenordnung der Bewegungen richtet sich nach den Ergebnissen der Studie von *Yang et al.*. Die definiert ausgeführten Translationen bzw. Rotationen des Kunstknochens werden auf der Knochenoberfläche mittels der digitalen Bildkorrelation gemessen. Die Ergebnisse der Messungen werden auf ihre Abweichung zum Sollwert und auf ihre Reproduzierbarkeit sowie Genauigkeit hin geprüft. Anhand der Ergebnisse der Messungen kann dann eingeschätzt werden, ob die digitale Bildkorrelation zur *in vivo* Messung von Tibiadeformationen eingesetzt werden könnte.

3.1 Gerät zur Feinjustierung der künstlichen Tibia

Für die Imitation der Tibiabiegung und -torsion wird ein Gerät benötigt, welches eine künstliche Tibia definiert translatieren und rotieren lassen kann. Gleichzeitig soll die Bewegung mit der digitalen Bildkorrelation gemessen werden können. Das entsprechende Gerät wurde in einem der Bachelorarbeit vorausgehenden Praxissemester im Labor Biomechanik der FH Aachen des Fachbereichs 9 – Medizintechnik und Technomathematik – entwickelt, konstruiert und gefertigt. Konstruktions- und Explosionszeichnung finden sich im Anhang wieder (s. Abbildung 6.1 und 6.2).

3.1.1 Anforderungen und Leistungsbeschreibung

Für die Messungen bezüglich der Biegung der Tibia müssen Translationsschritte von mindestens $0,05 \text{ mm} \pm 0,05 \text{ mm}$ Verschiebung oder kleiner möglich sein. Dabei soll der Knochen individuell eingespannt werden können. Unter anderem muss die Möglichkeit bestehen, den Knochen senkrecht als auch waagrecht zu positionieren. Die absolute Verschiebung muss mindestens 70 mm betragen. Die Geschwindigkeit muss von $1 \frac{\text{mm}}{\text{min}}$ bis $60 \frac{\text{mm}}{\text{min}}$ reichen. Für die Messungen bezüglich der Tibiatorsion muss die Rotation des Kunstknochens um seine Längsachse stattfinden können. Daraus ergibt sich die Notwendigkeit, dass das Plateau, auf dem der Knochen steht, verschiebbar sein muss, um die Längsachse des Knochens in einer Flucht mit der Rotationsachse zu positionieren. Die Rotation muss bis zu einem Winkel von 360° möglich sein. Dabei müssen Schritte von $0,01^\circ$ mit einer Genauigkeit von $\pm 0,01^\circ$ angestrebt werden. Zusätzlich müssen Translation und Rotation simultan ausgeführt werden können.

3.1.2 Umsetzung und Konstruktion

Das Gerät zur Feinjustierung der Tibia wurde mit Autodesk Inventor (San Rafael, USA) geplant und konstruiert. Der gesamte Aufbau beruht auf einem Grundgerüst aus drei H-förmig angeordneten Aluminiumprofilen. Auf dem mittleren Profil befindet sich der Schlitten sowie die Schiene für die Translationsbewegung. Auf dem Schlitten ist wiederum ein Aufbau, der die Rotation des Knochens ermöglicht.

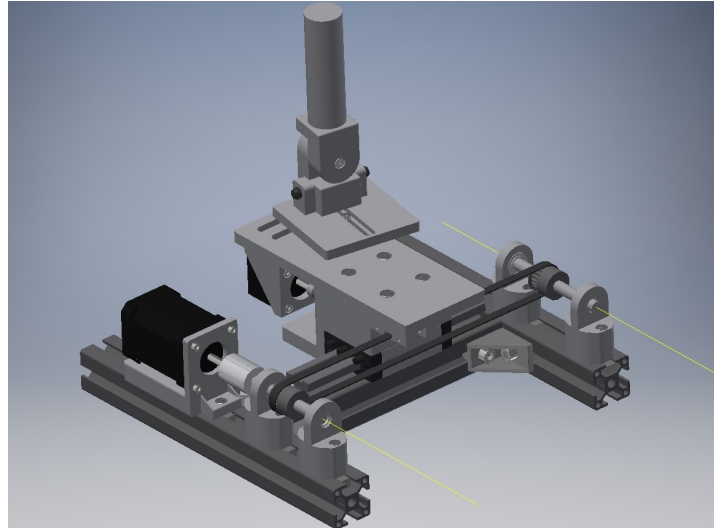


Abbildung 3.1: Gerät zur Feinjustierung der künstlichen Tibia (CAD)

Zur Umsetzung der Translations- und Rotationsbewegung wird jeweils ein Schrittmotor (engl. *Stepper*) eingesetzt. In Kapitel 2.4.2 wird das Grundprinzip kurz erläutert. Es handelt sich bei diesem Aufbau um bipolare Schrittmotoren mit 200 Schritten pro Motorachsendrehung (Vollschrittbetrieb). Neben dem Vollschrittbetrieb kann ein Schrittmotor auch im Halbschrittbetrieb und im Mikroschrittbetrieb betrieben werden. Der gewünschte Schrittbetrieb wird über den Arduino Sketch definiert (s. Kapitel 2.4). In dem Gerät zur Feinjustierung der künstlichen Tibia wird der Mikroschrittbetrieb verwendet. Dadurch wird eine deutlich feinere Ansteuerung der Motorachsen ermöglicht, sodass eine volle Umdrehung (360°) in 3200 Schritten, anstatt in 200 Schritten, aufgeteilt wird. Diese Entscheidung erspart zumindest für die Translationsbewegung eine weitere Unter-
setzung. Der Schrittmotor Nema 17 kommt in der Translationsbewegung und der Nema 14 in der Rotationsbewegung zum Einsatz. Die Ansteuerung der Motoren erfolgt über ein Arduino UNO, ein FabScan-Shield und zwei Schrittmotortreibern (s. Kapitel 2.4.1). Der ursprüngliche Sketch zur Steuerung der Translations- und Rotationsbewegung stammt von *Brainy Bits* (<https://brainy-bits.com/blogs/tutorials/control-2-stepper-motors-using-the-arduino-serial-monitor>), und wurde für diesen Aufbau entsprechend angepasst.

3.1.2.1 Die Mechanik der Translationsbewegung

Für die Translationsbewegung wird der Schrittmotor Nema 17 eingesetzt. Dieser ist größer und etwas leistungstärker als der Nema 14. Die Drehachse des Schrittmotors ist über eine Kupplung mit einer Welle verbunden. Die Welle wird über zwei Kugellager, die in 3D gedruckten Halterungen eingeschlossen sind, gesichert und stellt so eine Verlängerung der Motorachse dar. Schrittmotor sowie Kugellagerhalterungen sind über Nutensteine auf einem der seitlichen Aluprofile befestigt. Auf der verlängerten Welle befindet sich eine Synchronscheibe. Sie ist über eine Klemmverbindung mit der Welle gekoppelt und verbindet über einen Zahnriemen den Translationsschlitten mit der verlängerten Motorachse. Die Synchronscheibe besitzt einen Wirkdurchmesser $d = 15,92 \text{ mm}$ mit dem auf ihren Umfang geschlossen werden kann.

Umfang U der Synchronscheibe:

$$U = \pi \cdot d = \pi \cdot 15,92 \text{ mm} = 50,0142 \text{ mm} \quad (3.1)$$

Verschiebung des Schlittens:

$$\begin{aligned} 3200 \text{ Mikroschritte} &= 50,0142 \text{ mm} \\ 1 \text{ Mikroschritt} &= 0,0156 \text{ mm} \end{aligned} \quad (3.2)$$

Die Schiene des Translationsschlittens befindet sich auf dem mittleren Profil des H-förmigen Aluprofilaufbaus. Dadurch ist es theoretisch möglich, dass der Schlitten gegen den Aufbau der zwei seitlichen Profile fährt und ihn somit gefährdet. Aus diesem Grund ist im Sketch zur Bedienung des Schlittens ein Sicherungsmechanismus eingebaut. Der Schlitten hat so nur ein bestimmtes Translationsvermögen. Dieses liegt bei 4500 Mikroschritten und entspricht einem Translationsweg von 70 mm. Damit dieser Sicherungsmechanismus funktionieren kann, muss der Schlitten vor dem Anschließen der Kabel und Hochladen des Sketches immer in seine Ausgangsposition gebracht werden. Die Ausgangsposition wird in Kapitel 3.2.2 erläutert.

3.1.2.2 Die Mechanik der Rotationsbewegung

Der Schrittmotor für die Rotation ist ein Nema 14. Er benötigt ebenfalls 200 Schritte, bzw. 3200 Mikroschritte für eine volle Umdrehung. Der Motor hängt waagerecht unterhalb des Aufbaus des Translationsschlittens (s. Abbildung 3.3). Auf dessen Motorachse befindet sich die Schnecke eines Schneckentriebs. Das Gegenstück ist auf einer senkrecht in zwei Kugellagern eingefassten Welle befestigt. Der Schneckentrieb hat eine Untersetzung von 40:1. Daraus schließt sich folgende Berechnung:

$$\begin{aligned} 3200 \text{ Mikroschritte} \cdot 40 &= 360^\circ \\ 128\,000 \text{ Mikroschritte} &= 360^\circ \\ 1 \text{ Mikroschritt} &= 0,0028125^\circ \end{aligned} \tag{3.3}$$

Mit einem Mikroschritt rotiert der Knochen um $0,0028^\circ$.

Das Rotationsplateau ist über eine Pressverbindung, bestehend aus einer Schraube und einem Innengewinde in der Welle, mit der Welle, die über das Gegenstück des Schneckentriebs angetrieben wird, verbunden. Dreht sich die Welle, so dreht sich Eins zu eins das Plateau mit. Durch Lösen der Pressverbindung kann das Plateau verschoben werden. Dadurch kann die Drehachse des Knochens in der Drehachse der Welle platziert werden.

3.1.2.3 Fixierung des Kunstknochens

Die Vorrichtung zur Fixierung des Knochens auf dem Plateau besteht aus einem Fuß und einer Säule. Der Fuß ist über eine Steckverbindung auf dem Rotationsplateau befestigt (s. Abbildung 3.2). Die Säule ist wiederum über eine Schrauben-Mutter-Klemmverbindung mit dem Fuß verbunden. Wird die Schraube gelöst, kann die Säule von ihrer vertikalen in eine horizontale Position gebracht und so der Knochen ebenfalls in die Horizontale gekippt werden. Der Knochen wird mit lösbaren Kabelbindern an der Säule befestigt. In senkrechter Position steht er dabei mit einem Ende auf dem Plateau. Gegebenenfalls müssen Platzhalter zwischen Kunstknochen und Säule geklemmt werden, damit der Knochen eine aufrechte Position erhält.

3.1 Gerät zur Feinjustierung der künstlichen Tibia

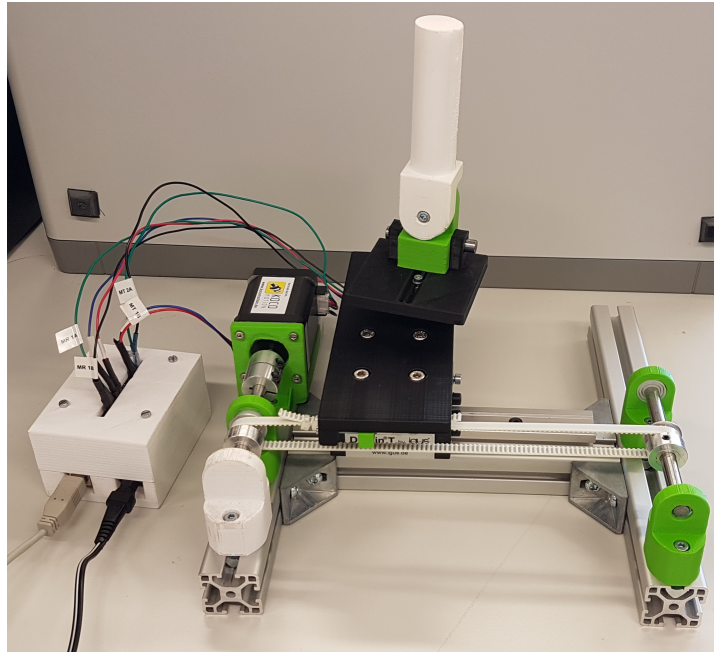


Abbildung 3.2: Gerät zur Feinjustierung der künstlichen Tibia

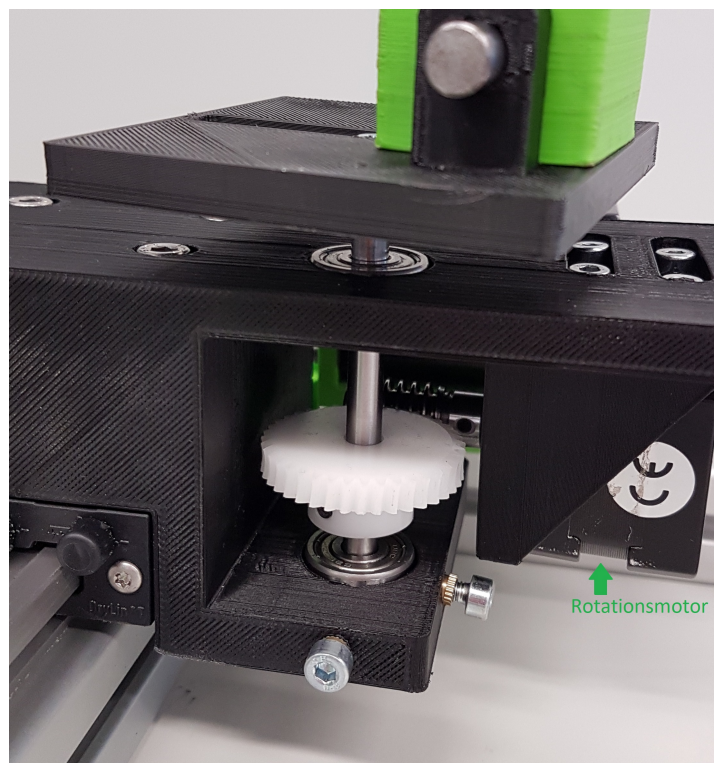


Abbildung 3.3: Schneckentrieb und Rotationsmotor

3.2 Inbetriebnahme des Gerätes

Für die Inbetriebnahme des Gerätes muss lediglich der Stromstecker eingesteckt werden und das USB-Kabel, das für eine Verbindung zwischen dem Arduino Board und einem Computer sorgt, verbunden werden. Zusätzlich muss vorher die Arduinosoftware (*Arduino IDE*) heruntergeladen und installiert werden. Des Weiteren wird der Sketch für die Steuerung des Gerätes benötigt.

3.2.1 Vorbereitungen zur Inbetriebnahme

Herunterladen und Installieren der Arduino IDE

Die Software für das entsprechende Betriebssystem des Computers kann unter folgendem Link heruntergeladen werden:

<https://www.arduino.cc/en/main/software>

Installationshinweise finden sich unter folgendem Link:

<https://www.arduino.cc/en/Guide/HomePage>

Herunterladen und Hinzufügen der benötigten AccelStepper Library

Der Sketch zur Steuerung des Gerätes beinhaltet Elemente der AccelStepper Library. Aus diesem Grund muss diese heruntergeladen und zu der Arduino Library hinzugefügt werden.

Unter folgendem Link ist die AccelStepper Library zu finden:

<http://www.airspayce.com/mikem/arduino/AccelStepper/>

Die .ZIP Datei wird in der Arduino Software in der oberen Reiterleiste unter *Sketch > Include Library > Add .ZIP Library...* hinzugefügt.

3.2.2 Anleitung zur Inbetriebnahme

Ausgangsposition des Schlittens

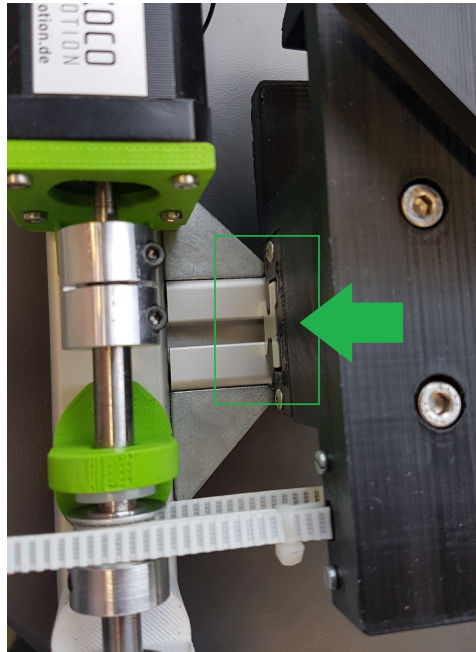


Abbildung 3.4: Ausgangsposition des Translationsschlittens

Bevor das Arduino Board an den Strom oder an den Computer angeschlossen wird, muss der Schlitten immer erst händisch in seine Ausgangsposition gebracht werden. In dieser Position schließt das Ende des Schlittens (Ende ohne die Verstellschrauben) bündig mit dem Ende der Führungsschiene ab (s. Abbildung 3.4).

Aufrufen der Arduino IDE und Öffnen des Sketches

Über den Reiter *Öffnen* in der Toolleiste kann der Sketch *Feinjustierbare_Tibiapositionierung* geöffnet werden. Der Sketch befindet sich unter anderem im Anhang dieser Arbeit.

Verkabelung

Das Stromkabel und das Schnittstellenkabel zwischen Computer und Arduino Board müssen eingesteckt werden. Es folgt das Anschließen der Schrittmotoren an das Arduino Board. Dazu sind die Motorkabel beschriftet. Sie werden über die Öffnung auf dem Deckel der Arduino-Box mit dem FabScan Shield verbunden (s. Abbildung 3.5). Die Kabel mit der Beschriftung MT gehören dem Motor für die Translationsbewegung. Die Kabel mit der Bezeichnung MR sind vom Rotationsmotor.

Es ist darauf zu achten, dass die Kabel entsprechend den Motorspulen (schwarz/grün und rot/blau)) angeschlossen sind.

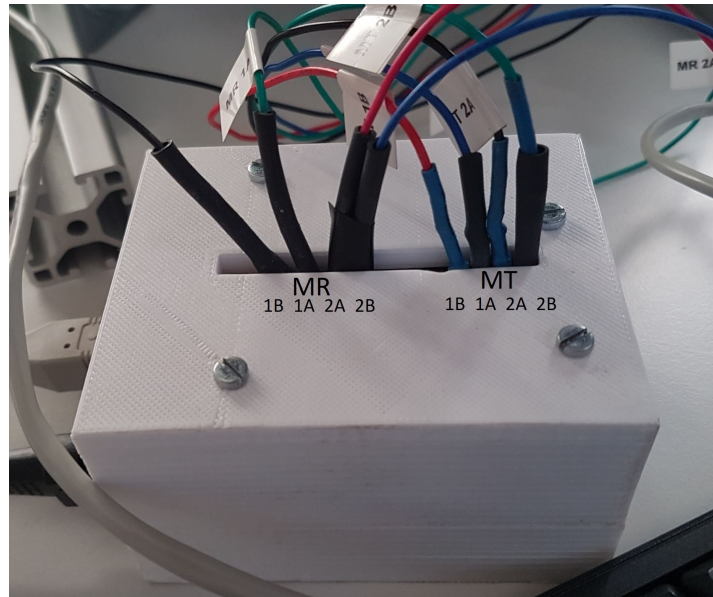


Abbildung 3.5: Verkabelung der Motoren mit dem Arduino Board bzw. FabScan-Shield

Geschwindigkeit und Beschleunigung der Motoren

Die Einstellungen für die Motorgeschwindigkeit und -beschleunigung befinden sich in den Zeilen 35 bis 39 im Sketch. Die Größenordnung beträgt Mikroschritt pro Sekunde bzw. Mikroschritt pro Sekunde².

Hochladen des Sketches auf das Arduino Board

Der Sketch kann über den Button *Upload* auf das Arduino Board hochgeladen werden. Sollte die Geschwindigkeit bzw. Beschleunigung geändert werden, nachdem der Sketch bereits hochgeladen ist, muss der Sketch neu auf das Arduino Board hochgeladen werden. Dabei muss aber wieder auf die Ausgangsposition des Schlittens geachtet werden.

Bewegungsbefehle über den Serial Monitor

Damit eine Translation oder eine Rotation ausgeführt werden kann, muss das Eingabefenster (engl. *Serial Monitor*) geöffnet werden. Der Button dazu befindet sich rechts oben in der Toolleiste. Durch Drücken des Buttons erscheint ein Pop-Up-Fenster mit den Zeilen: *Enter Travel distance seperated by a comma: „X,Z; Enter Move Vales Now:“*. Dabei steht die Variable *X* für die gewünschte Translationsposition des Schlittens und die Variable *Z* für die gewünschte Rotationsposition. Zu beachten ist, dass das System mit Positionen und nicht mit Wegen bzw. Winkeln arbeitet. Ausgangsposition ist dabei immer 0,0 (Nullposition). Es muss immer die Position, die der Translationsschlitten oder das Rotationsplateau einnehmen soll, als Wert eingetippt werden. Um in die Nullposition zurückzukommen, wird wieder 0,0 eingegeben.

Beispiel: X,Y = 2000,2000

Nach erfolgreichem Hochladen des Sketches befinden sich beide Schrittmotoren immer in der Nullposition, unabhängig davon, ob sich der Schlitten in seiner Ausgangsposition befindet oder nicht. Zur Sicherheit des Gerätes ist es allerdings notwendig zuvor die Ausgangsposition einzustellen (s. Kapitel 3.1.2.1 und 3.2.2).

Beispiel 1:

In diesem Beispiel rotieren beide Motoren, ausgehend von der Nullposition 0,0, zu der Position 2000, d.h. sie machen jeweils 2000 Mikroschritte.

Dafür werden die Werte *2000,2000* in den *Serial Monitor* eingegeben und bestätigt. Die Schrittmotorenwellen drehen sich um 2000 Mikroschritte und befinden sich danach in der Position 2000. Um in die Ausgangsposition zurückzukehren, wird *0,0* eingegeben.

Beispiel 2:

Wird, ausgehend von der Nullposition 0,0, der Befehl *2000,2000* eingegeben, befinden sich die Motoren wie in Beispiel 1 in der Position 2000. Wird danach direkt *2500,2500* eingegeben, ohne vorher auf die Nullposition zurückzukehren, bewegen sich die Motoren nur noch um 500 Mikroschritte und befinden sich in der Position 2500,2500.

In der Translation werden negative Werte sowie Werte über 4500 vom Code verhindert, um auszuschließen, dass der Schlitten zu weit fährt und somit den Aufbau und den Motor gefährdet (s. Kapitel 3.1.2.1).

Größenordnung der Eingabe

In der Translation entspricht 1 Mikroschritt einem Weg von 0,0156 mm. In der Rotation wird durch einen Mikroschritt der Knochen um 0,002815° rotiert. Nähere Erläuterungen befinden sich in dem Kapitel 3.1.2.1.

3.3 Messpläne

Zu Beginn der Beschäftigung mit der Thematik dieser Bachelorarbeit wurde ein Messplan erstellt. Dieser gibt vor, wie viele Messungen gemacht werden sollen und in welcher Größenordnung die Translations- und Rotationsmessungen stattfinden. Das *DLR* hat die Anzahl der Messungen sowie die Größenordnung vorgegeben. Die Forderungen wurden dann zu dem Messplan umgearbeitet. Der Messplan ist auf die drei folgenden Kapitel 3.3.1, 3.3.2 und 3.3.3 aufgeteilt.

3.3.1 Translation

Der Messplan bezüglich der Translation beschäftigt sich mit der Fragestellung, ob Biegungen der Tibia mittels digitaler Bildkorrelation gemessen werden können und ob die Genauigkeit der Ergebnisse ausreichend ist. Dafür wird die Biegung der Tibia durch eine

3 Experimente

Translation einer künstlichen Tibia imitiert. Die Translation der künstlichen Tibia wird in verschiedensten Größenordnungen durchgeführt und mittels digitaler Bildkorrelation gemessen. Entsprechen die Ergebnisse der digitalen Bildkorrelation letztendlich den ausgeführten Translationen ohne starke Abweichungen aufzuweisen, so ist die digitale Bildkorrelation theoretisch zur Messung von Biegungen der Tibia geeignet.

Die Tabelle 3.1 zeigt den Messplan zu den Translationsmessungen. Die Messungen sind in zehn Messreihen unterteilt. Dabei beläuft sich die Translation der künstlichen Tibia auf einen Wertebereich zwischen 0,0156 mm und 5 mm. Insgesamt werden zehn Messungen pro Messreihe durchgeführt. Die Messungen werden an der *Margo anterior* durchgeführt, da diese spitze Knochenkante *in-vivo* weder von Muskeln noch von Sehnen überdeckt ist und durch die Haut mehr oder weniger gut sichtbar ist. Zusätzlich werden Messungen in entgegengesetzter Richtung stattfinden, um mögliche Fehler, im Sinne von Spiel in dem Gerät, welches die Translationsbewegung ausführt, ausschließen zu können. Letztendlich werden 120 Messungen für die Überprüfung der Translationsbewegung durchgeführt. In der Tabelle 3.1 sind neben den Translationswegen die benötigten Mikroschritte für den jeweiligen Translationsweg und die benötigte Anzahl an Frames bei einer Frequenz von 1 Hz angegeben. Da in Probemessungen leichte Schwingungen des Knochens nach der Bewegung entdeckt wurden, wird die Anzahl an Frames auch bei kleineren Translationswegen nicht reduziert. Auf diese Weise ist die Schwingung deutlich reduziert, wenn das letzte Foto der Messung gemacht wird. Jeder Translationsweg wird zehn mal gemessen.

Tabelle 3.1: Messplan Translation

Nr.	Translationsweg in mm	Anzahl der Mikroschritte	Frames (Messdauer)
1	5,0076	321	25
2	3,9000	250	25
3	2,5116	161	25
4	1,0140	65	25
5	0,7488	48	25
6	0,4992	32	25
7	0,2496	16	25
8	0,1092	7	25
9	0,0468	3	25
10	0,0156	1	25

3.3.2 Rotation

Der Grundgedanke des Messplans zur Rotation ist derselbe wie bei der Translation. Allerdings soll hier herausgefunden werden, ob die digitale Bildkorrelation Torsionen der Tibia genau genug messen kann. Dabei wird die Torsion durch eine Rotation eines Kunstknochens ersetzt. Messbereich ist der *Malleolus medialis*.

Die Tabelle 3.2 beinhaltet den Messplan der Rotationsmessungen. In einem Messbereich zwischen $0,0113^\circ$ und 2° werden zehn Messreihen à zehn Messungen vorgenommen. Gemessen wird am *Malleolus medialis*, da dieser Bereich auch in den späteren Studien zur Messung verwendet wird. Zusätzlich werden Messungen in entgegengesetzter Richtung durchgeführt. Insgesamt werden 120 Messungen für die Rotation angestrebt. Die Tabelle 3.2 gibt die Anzahl der Mikroschritte zum jeweiligen Rotationswinkel und die benötigte Anzahl an Frames bei einer Frequenz von 1 Hz an. Bei der Rotation schwingt der Knochen aufgrund der Art der Bewegung nicht so stark. Deshalb kann die Anzahl der Frames mit kleiner werdendem Rotationswinkel reduziert werden. Dies verringert die jeweilige Messdauer und die Speichergröße der Messungen.

Tabelle 3.2: Messplan Rotation

Nr.	Rotationswinkel in °	Anzahl der Mikroschritte	Frames (Messdauer)
1	1,9997	711	30
2	1,5469	550	30
3	1,0013	356	25
4	0,7509	267	25
5	0,5006	178	20
6	0,2503	89	18
7	0,1013	36	15
8	0,0506	18	15
9	0,0253	9	15
10	0,0113	4	15

3.3.3 Grundrauschen

Nachdem zuvor durchgeführte Probemessungen ausgewertet wurden, sind Spekulationen dazu aufgekommen, dass das Kamerasystem einem Grundrauschen unterliegt. Dies würde kleine permanente Schwankungen in den Ergebnissen, besonders bei kleinen Bewegungen, erklären. Um ein mögliches Grundrauschen zu erkennen und in seiner Größe zu analysieren, wird mindestens eine Messreihe gemacht, in der keine Bewegung stattfindet. Gemessen und ausgewertet wird ein Standbild. Außerdem muss drauf geachtet werden, dass keine Belichtungsänderungen stattfinden. Insgesamt werden mindestens zehn Messungen zum Grundrauschen durchgeführt. Die Messungen finden nicht auf dem Knochen, sondern auf dem Rotationsplateau statt. Dadurch werden Schwingungen in den Messungen verhindert.

Die Tabelle 3.3 zeigt die Messungen, die zur Untersuchung des möglichen Grundrauschens gemacht werden. Anfänglich wird mit verschiedenen Frameswerten kontrolliert, ob es Unterschiede in den Ergebnissen gibt, wenn die Messungen länger dauern. Ist dies nicht der Fall, werden zehn Messungen mit der gleichen Anzahl an Frames aufgenommen.

Tabelle 3.3: Messplan Grundrauschen

Nr.	Name der Messung	Frames (Messdauer)
1	GR_1	25
2	GR_2	30
3	GR_3	50
4	GR_4	25
5	GR_5	25
6	GR_6	25
7	GR_7	25
8	GR_8	25
9	GR_9	25
10	GR_10	25
11	GR_11	25
12	GR_12	25

Zur Kontrolle der Ergebnisse der Messungen zum Grundrauschen wird eine zweite Messreihe durchgeführt. Diese findet direkt nach den Rotationsmessungen statt. Demnach wird auf dem *Malleolus medialis* gemessen. Im Gegensatz zu den Translationsmessungen, die am *Margo anterior* stattfinden, hat der Messbereich der Rotationsmessungen nicht so ein großes Schwingungspotential. Der Messplan zur zweiten Messreihe zum Grundrauschen befindet sich in Tabelle 3.4.

Tabelle 3.4: Messplan Grunddrauschen Nr. 2

Nr.	Name der Messung	Frames (Messdauer)
1	GR2_1	25
2	GR2_2	25
3	GR2_3	25
4	GR2_4	25
5	GR2_5	25
6	GR2_6	25
7	GR2_7	25
8	GR2_8	25
9	GR2_9	25
10	GR2_10	25

3.4 Vorbereitung der Messungen

3.4.1 Aufbau Messstand

Das Gerät zur Feinjustierung der Tibia wird auf einem Tisch positioniert. Das Kamera-stativ steht direkt vor dem Tisch. Die Schiene des Translationsschlittens muss parallel zum Träger der beiden Kameras ausgerichtet sein. Die Höhe des Stativs richtet sich nach dem Abschnitt des Knochens, der für die jeweilige Messung interessant ist. Der Winkel der Kameras wird eingestellt, sobald *Istra4D* aktiviert wurde. Näheres dazu findet sich in Kapitel 3.4.2. Die Kameras sollten so nah wie möglich an der Messoberfläche platziert sein, sodass das Messbild weitgehendst das Kamerabild füllt. Der Abstand zwischen Kamera und Objektoberfläche ist allerdings durch die Größe der Kalibrierungsscheibe limitiert. Messungen, die mit digitaler Bildkorrelation durchgeführt werden, brauchen eine bestimmte Umgebung. Dazu gehört ein Raum, welcher bestenfalls nur mit gleichmäßigem, künstlichem Licht beleuchtet wird. Auf eine direkte Beleuchtung, wie beispielsweise mit einem Strahler, sollte aufgrund der Form des Knochens abgesehen werden. Die rundliche Geometrie sorgt vermehrt für Reflexionen und Überbelichtungen. Der Computer, mit dem die Messungen gesteuert werden, sollte, wenn möglich, nicht auf dem selben Tisch wie der Messstand stehen, um Schwingungen zu vermeiden.

3.4.1.1 Positionierung und Fixierung des künstlichen Knochens

Der Knochen wird je nach Messung unterschiedlich eingespannt (s. Abbildung 3.6). Die jeweils interessante Messstelle wird zuvor mit einem mit gleichmäßigem Specklemuster versehenen Stück Kreppklebeband beklebt.



Abbildung 3.6: links: Fixierung bei den Translationsmessungen
rechts: Fixierung bei den Rotationsmessungen

Translation

Gemessen wird bei den Translationsmessungen seitlich an der *Margo anterior*. Damit dieser Bereich für die Kameras gut zugänglich ist, wird die künstliche Tibia mit ihrem proximalen Ende, dem *Caput tibiae*, auf das Plateau gestellt (s. Abbildung 3.6). Der Schaft wird mit Kabelbindern an der Säule befestigt. Wie in Kapitel 3.1.2.3 erwähnt, können Platzhalter zwischen Schaft und Säule geklemmt werden, um die Position des Knochens möglichst senkrecht zu halten. Dieser Aufbau versucht Schwingungen während der Messungen zu reduzieren, indem der Kopf der Tibia, das *Caput tibiae*, unten auf dem Plateau steht.

Rotation

Die Rotationsmessungen finden an dem *Malleolus medialis* statt. Um diesen Bereich möglichst schwingungsfrei zu halten und gut zugänglich für die Kameras zu machen, wird der Knochen genau andersherum eingespannt als bei den Translationsmessungen. Das kleineren Ende, jenes mit dem *Malleolus medialis*, wird auf dem Plateau abgestellt. Fixiert und positioniert wird der Knochen wieder mit Kabelbindern und Platzhaltern (s. Abbildung 3.6).

Grundrauschen

Für die erste Messungen zum Grundrauschen wird der Knochen vollständig entfernt, um jegliche Bewegung zu vermeiden. Die Messungen finden direkt auf dem Plateau statt. In der zweiten Messung zum Grundrauschen wird der Aufbau der Rotationsmessungen übernommen.

3.4.2 Istra4D

Die Kameras und der Dongle mit der Lizenz werden mit dem Computer verbunden. Nach Aufrufen der Software *Istra4D* und Auswählen eines Zielordners können die Kameras aktiviert werden. Die Software zeigt in zwei nebeneinander liegenden Feldern die Kamerabilder an. Die Kameras bzw. der Kunstknochen werden so ausgerichtet, dass der Messbereich des Knochens optimal im Sichtfeld der Kameras liegt. Der Winkel wird so eingestellt, dass die Kamerabilder denselben Abschnitt des Knochens einfangen. Für die Rotationsmessungen kann ein kleinerer Winkel verwendet werden, da es sich um kleine Bewegungen handelt und der analysierte Bildbereich nicht so schnell aus dem Kamerabild läuft. Ein Kamerawinkel zwischen 40° und 60° haben sich als gut erwiesen. Ist der Abstand zwischen Kamera und Objektoberfläche aufgrund der Limitierung der Kalibrierungsscheibengröße so groß, dass nicht nur der interessante Bereich eingefangen wird, kann eine *ROI* definiert werden. Diese zeigt dann ausschließlich die interessante Region des Kamerabildes. Es folgt die Einstellung von Schärfentiefe und Helligkeit. Zu beachten ist, dass die Tiefenschärfe beider Kameras denselben Abschnitt des Knochens fokussiert, da immer nur eine Tiefenebene fokussiert sein muss. Sobald die Kameras optimal eingestellt sind, folgt die Kalibrierung und im Anschluss die Messung.

3.5 Durchführung der Messungen

Alle Messungen laufen nach demselben Muster ab. Der Translationsschlitten bzw. das Rotationsplateau wird in Ausgangsposition gebracht. Bei den Translationsmessungen ist dies die Position, die in Kapitel 3.2.2 beschrieben wird. Bei der Rotation ist die Ausgangsposition die Position, in der sich der Knochen befand als die Ausrichtung und Einstellung der Kameras gemacht wurde. Im Arduino Sketch wird Geschwindigkeit und Beschleunigung angepasst und der Sketch hochgeladen. Anschließend wird der Translationsschlitten bzw. das Rotationsplateau in die Startposition gebracht. Die Startposition wird durch einen festgelegten Vorlauf von 200 Mikroschritten erreicht. Der Vorlauf dient der Verhinderung von möglichem Spiel in den Getrieben während der Messungen. Nun wird der Positionswert im *Serial Monitor* eingegeben, der jeweils für die anstehende Messung gebraucht wird. Dabei müssen allerdings die 200 Mikroschritte Vorlauf zu dem Positionswert addiert werden, da das System, wie in Kapitel 3.2.2 erklärt, mit Positionen und nicht mit Wegen arbeitet.

Beispiel: Der Translationsschlitten soll sich um ca. 5 mm bewegen. Für 5 mm Translation sind 321 Mikroschritte nötig. Da sich der Schlitten nach Einnahme der Startposition in Position 200,0 befindet, muss nun der Wert 521,0 eingegeben werden

Die Messung und die Bewegung des Knochens müssen manuell gestartet und aufeinander abgestimmt werden, da es keine Triggerung gibt. Dazu wird zuerst die Messung gestartet, also die Kameraaufnahme über *Istra4D* aktiviert. Zuvor wird die Anzahl der aufzunehmenden Bilder und die Frequenz so eingestellt, dass die Aufnahme länger dauert als die Bewegung des Knochens. Dabei muss die Geschwindigkeit des Schlittens bzw. des

Rotationsplateaus beachtet werden. Es ist wichtig, dass die Messung immer länger dauert als die Bewegung des Knochens. Es ist sogar erstrebenswert, dass die Messung einige Sekunden länger dauert damit etwaige Schwingungen möglichst reduziert sind, wenn das letzte Bild der Messung aufgenommen wird. Nachdem die Messung gestartet wurde, wird die Translations- bzw. Rotationsbewegung in Gang gesetzt. Die Knochenbewegung als auch die Messung werden automatisch beendet. Der Schlitten bzw. das Plateau werden danach über den Befehl *0,0* im *Serial Monitor* wieder in Ausgangsposition gebracht. Eine neue Messung kann vorbereitet und durchgeführt werden.

3.6 Durchführung der Auswertung

Die Auswertung erfolgt in den ersten Schritten für alle Messungen gleich. Erst ab der *Visualization* werden zum Teil andere Schritte durchgeführt. In diesem Kapitel wird ausschließlich eine knappe Erläuterung der auszuführenden Schritte gegeben. Genauere Informationen zum Ausführen der einzelnen Schritte können in der Theorie (Kapitel 2.3.5) nachgelesen werden.

Für die Translations- und Rotationsmessungen sowie für die Messungen zum Grundrauschen muss jeweils nur eine Auswertung vollständig manuell ausgeführt werden. In allen folgenden Messungen können die Evaluationseinstellungen, die Startpunkte und die Maske übernommen werden.

3.6.1 Istra4D

Eine Auswertungsdatei der entsprechenden Messung wird erstellt und eine neue Korrelation gestartet. Die Evaluationseinstellungen werden angepasst und eine Maske wird über den Bereich gelegt, der ausgewertet werden soll. Ein Startpunkt wird innerhalb der Maske definiert und die automatische Startpunktsuche gestartet. In Kapitel 2.3.5 werden Hilfestellungen zur Startpunktsuche gegeben. Nach gelungener Startpunktsuche wird die Evaluierung gestartet. Ist die Evaluierung erfolgreich abgeschlossen, können die Visualisierung und Ausgabe der Ergebnisse folgen. Das erste Bild einer Messung wird als *Reference step* definiert und das letzte Bild der Messung als *Step* ausgewählt. Als *Visualization* wird *Displacement total* festgelegt und ein neues Koordinatensystem *Set Origin and x-Direction* erstellt. Die darauffolgenden Schritte unterscheiden sich für die Translations- und Rotationsmessungen.

Translationsmessungen

Für die Auswertung von Translationsmessungen wird jeweils mindestens ein Auswertepunkt pro Messung in die durch die Maske begrenzte Fläche gesetzt (s. Abbildung 2.19). Allerdings ist es sinnvoll, mehrere virtuelle Auswertungspunkte zu verwenden, um mehr Ergebnisse zu erhalten und so dem wahren Wert näher zu kommen. In dem Verzeichnisbaum jedes Punktes kann die Auswahl *total Displacement* in die *Report-Anzeige* unter

dem Reiter *Values Report* unterhalb des Kamerabildes hinzugefügt werden. Die totale Verschiebung des Knochens kann so direkt für jedes Bild abgelesen werden. Die *total Displacement* wird für jeden Punkt in einer gemeinsamen ASCII-Datei ausgegeben. Es ist ausreichend, wenn die Werte des ersten und letzten Bildes ausgegeben werden. Als Separator wird *Tab* ausgewählt und das Trennzeichen muss ein Komma sein.

Rotation

Zur Auswertung der Rotationsmessungen werden drei virtuelle Auswertungspunkte in die auszuwertende Fläche gelegt (s. Abbildung 3.7). Um die Anzahl der Rotationsergebnisse zu erhöhen, kann ein Vielfaches von drei Auswertepunkten in die auszuwertende Fläche gesetzt werden. Dadurch steigt die Annäherung an den wahren Wert. X-, Y- und Z-Koordinate jedes Punktes wird als ASCII-Datei ausgegeben. Dabei reicht es aus, die Koordinaten des ersten und des letzten Bildes in der Datei abzuspeichern. Für die spätere Auswertung durch *Matlab* müssen die Dezimalzahlen durch einen Punkt getrennt werden und der Separator muss ein *Tab* sein.

Grundrauschen

Die Auswertung und Ausgabe der Ergebnisse des Grundrauschens können genauso durchgeführt werden wie für die Translationsmessungen. Dabei müssen allerdings die Werte jedes einzelnen Bildes ausgegeben werden.

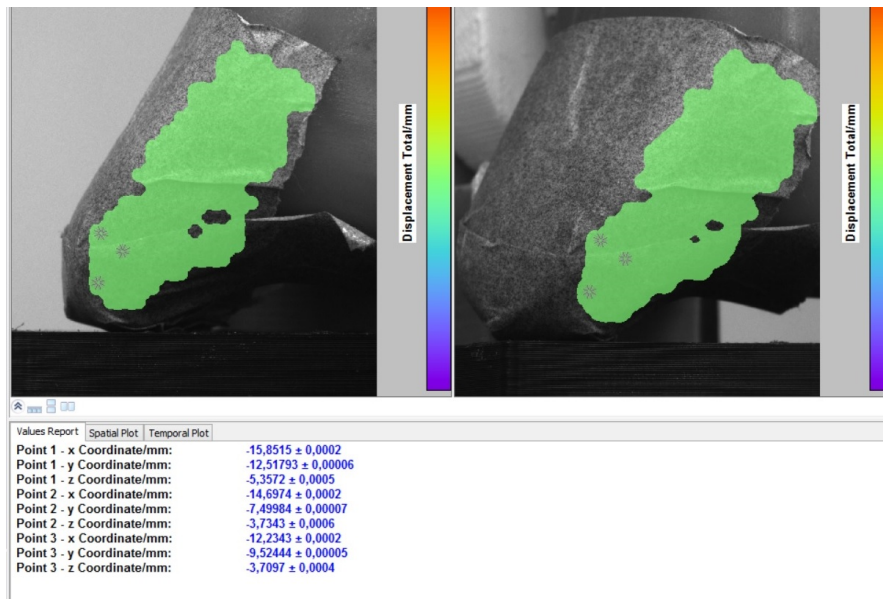


Abbildung 3.7: Drei virtuelle Auswertungspunkte und deren Koordinaten vor der Rotation

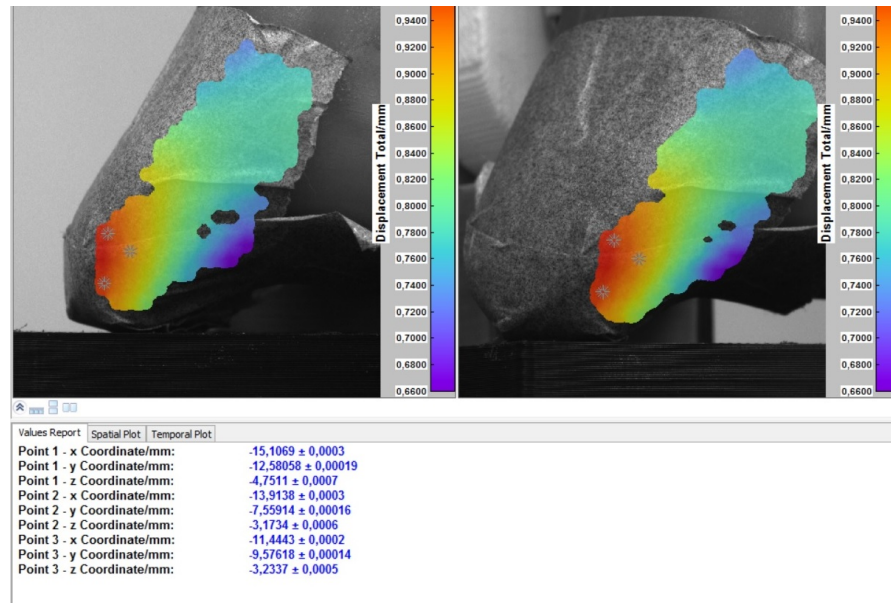


Abbildung 3.8: Drei virtuelle Auswertungspunkte und deren Koordinaten nach der Rotation

3.6.2 Auswertung der ASCII-Dateien

Translation

Sind die Werte in der ASCII-Datei mit einem Komma ausgegeben worden, so können sie direkt in eine *Excel* Tabelle kopiert werden. Dabei reicht es aus, das Ergebnis des letzten Bildes zu übernehmen, da die Translation im ersten Bild immer 0 ist.

Mittels *Excel* können Mittelwert, absolute und relative Standardabweichung sowie die Abweichung zum Sollwert berechnet werden.

Rotation

Die Auswertung der Rotationsmessungen erfordert mehr Aufwand als die Translationsmessungen, bei welchen die Verschiebungen direkt in den ausgegebenen ASCII-Dateien abgelesen werden können. Die ausgegebenen Werte der Rotationsmessungen müssen noch zu einem Rotationswinkel weiterverarbeitet werden. Dazu wurde innerhalb von *Matlab* (Mathworks, Natick, Massachusetts, USA) ein einfaches Skript geschrieben. Die berechneten Rotationswinkel werden anschließend in einer *Excel* Tabelle zusammengefasst und in Hinblick auf Mittelwert, Standardabweichung und Abweichung zum Sollwert analysiert.

Die Rotationsbewegung ist eine Drehung um eine Achse und kann in eine Verschiebung der Oberflächenpunkte eines Objektes in zwei Richtungen unterteilt werden. In diesem Fall ist die Verschiebung in X- und Z-Richtung. Aus den Koordinaten dreier virtueller Auswertungspunkte kann eine Ebene aufgestellt werden. Durch die Rotation verschieben sich die Punkte in X- und Z-Richtung, sodass eine Ebene vor und eine Ebene nach der

Rotation entsteht. Anhand der X-, Y- und Z-Koordinaten der Punkte vor und nach der Rotation kann der Winkel zwischen den zwei Ebenen errechnet werden. Die Rotation wird letztendlich aus 18 Werten berechnet (drei Koordinaten à drei Punkte, jeweils vor und nach der Rotation).

Der folgende Abschnitt erläutert den mathematischen Hintergrund der Winkelberechnung der Rotationsmessungen:

Es liegen die Punkte A, B und C mit ihrer X-, Y- und Z-Koordinate im ersten und im letzten Bild der Messung vor.

Drei Punkte vor der Rotation:

$$A = \begin{pmatrix} A_1 \\ A_2 \\ A_3 \end{pmatrix} \quad B = \begin{pmatrix} B_1 \\ B_2 \\ B_3 \end{pmatrix} \quad C = \begin{pmatrix} C_1 \\ C_2 \\ C_3 \end{pmatrix} \quad (3.4)$$

Drei Punkte nach der Rotation:

$$D = \begin{pmatrix} D_1 \\ D_2 \\ D_3 \end{pmatrix} \quad E = \begin{pmatrix} E_1 \\ E_2 \\ E_3 \end{pmatrix} \quad F = \begin{pmatrix} F_1 \\ F_2 \\ F_3 \end{pmatrix} \quad (3.5)$$

Die Punkte A, B und C sind die drei Punkte im ersten Bild der Messung. Die Punkte D, E und F sind dieselben drei Punkte im letzten Bild der Messung, also nach der Rotation. Aus den jeweils neun Koordinaten von den Punkten A, B und C bzw. D, E und F wird die Parametergleichung \vec{x} für Ebenen aufgestellt.

$$E : \vec{x} = \begin{pmatrix} A_1 \\ A_2 \\ A_3 \end{pmatrix} + r \cdot \begin{pmatrix} B_1 - A_1 \\ B_2 - A_2 \\ B_3 - A_3 \end{pmatrix} + s \cdot \begin{pmatrix} C_1 - A_1 \\ C_2 - A_2 \\ C_3 - A_3 \end{pmatrix} \quad (3.6)$$

Daraufhin wird der Normalenvektor \vec{n} für die Koordinaten von A, B und C und der Normalenvektor \vec{m} für D, E und F durch das Kreuzprodukt von \vec{r} und \vec{s} gebildet. Anschließend kann mit dem Normalenvektor die Parameterform in die Koordinatenform umgeschrieben werden.

$$\begin{aligned}
 E : \left(\vec{x} - \begin{pmatrix} A_1 \\ A_2 \\ A_3 \end{pmatrix} \right) \cdot \begin{pmatrix} n_1 \\ n_2 \\ n_3 \end{pmatrix} &= 0 \\
 \begin{pmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} n_1 \\ n_2 \\ n_3 \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} A_1 \\ A_2 \\ A_3 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} n_1 \\ n_2 \\ n_3 \end{pmatrix} &= 0 \\
 \Rightarrow n_1 \cdot x_1 + n_2 \cdot x_2 + n_3 \cdot x_3 - \begin{pmatrix} A_1 \\ A_2 \\ A_3 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} n_1 \\ n_2 \\ n_3 \end{pmatrix} &= 0
 \end{aligned} \tag{3.7}$$

$$\Rightarrow N_1 \cdot x_1 + N_2 \cdot x_2 + N_3 \cdot x_3 = 0 \tag{3.8}$$

Es entsteht ein neuer Normalenvektor \vec{N} für die Punkte vor der Rotation und ein neuer Normalenvektor \vec{M} für die Punkte nach der Rotation.

$$\vec{N} = \begin{pmatrix} N_1 \\ N_2 \\ N_3 \end{pmatrix} \tag{3.9}$$

$$\vec{M} = \begin{pmatrix} M_1 \\ M_2 \\ M_3 \end{pmatrix} \tag{3.10}$$

Werden die neuen Normalvektoren in die Gleichung:

$$\cos(\alpha) = \frac{\vec{N} \times \vec{M}}{|\vec{N}| \cdot |\vec{M}|} \tag{3.11}$$

eingesetzt und nach α aufgelöst, ergibt sich der Rotationswinkel.

Grundrauschen

Die Ergebnisse der Messungen zum Grundrauschen werden in eine *Excel*-Tabelle kopiert. Dabei wird die Verschiebung des Punktes in jedem Bild der Messung berücksichtigt. In *Excel* wird der Mittelwert der Verschiebungen von jeder Messung berechnet. Zusätzlich wird für jede Messung die maximale Verschiebung herausgearbeitet. Beides wird daraufhin zu einem Mittelwert über allen zehn Messungen zusammengefasst.

3.7 Zusammenfassung der Einstellungen im Versuchsaufbau und in Istra4D

Der Aufbau des Versuchsstandes variiert für jede Messung. Der Winkel zwischen den Kameras wird zum Teil verändert, wodurch sich der Abstand von den Kameras zum Messobjekt verschiebt. Auch die Geschwindigkeit der Bewegung wird für die unterschiedlichen Messreihen geändert. Alle Einstellungen der Messreihen werden in diesem Kapitel zusammengefasst.

Translation

In der Tabelle 3.5 sind alle Messeinstellungen, die für diese Messreihe vorgenommen wurden, aufgelistet. Der Winkel zwischen den Kameras beträgt $51,4^\circ$ und liegt zwischen den empfohlenen 40° bis 60° . Der Vorlauf liegt bei 200 Mikroschritten. Die Genauigkeit ist so klein wie möglich eingestellt. Facettengröße und Gitterweite sind abhängig voneinander gewählt und relativ groß gehalten. Das 3D Residuum wird so klein wie möglich gehalten und das Residuum wird auf den Standardwert eingestellt.

Tabelle 3.5: Translation: Einstellungen im Versuchsaufbau und in Istra4D

Einstellungen im Aufbau	
Winkel	$51,4^\circ$
Abstand der Kameras zur Messoberfläche	rechte Kamera zur Knochenoberfläche: 331 mm linke Kamera zur Knochenoberfläche: 300 mm rechte Kamera zur linken Kamera: 297 mm
Beleuchtung	ohne zusätzliche Lampe, Raumbeleuchtung an, Rollos geschlossen
Einstellungen in der Durchführung	
Vorlauf des Motors vor jeder Messung	200 Microschritte
Frequenz	1 Hz
Geschwindigkeit des Motors	50 Mikroschritte pro Sekunde
Beschleunigung des Motors	50 Mikroschritte pro Sekunde ²
Einstellungen in der Auswertung	
Correlation parameters	All Advanced: Full user defined
Facet size	55 Pixels
Image levels	Two levels
Outlier tolerance	Low
Accuracy	0,03 Pixels
Residuum	20 Gray values
3D Residuum	0,1 Pixels
Grid spacing	42 Pixels

Rotation

In der Tabelle 3.6 werden alle Einstellungen der Rotationsmessungen zusammengefasst. Der Winkel von $40,75^\circ$ liegt im empfohlenen Bereich. Er wurde absichtlich verkleinert, um den sich überschneidenden Sichtbereich der Kameras zu vergrößern. Der Vorlauf beträgt 200 Mikroschritte. Die Geschwindigkeit und Beschleunigung werden erhöht, da die Rotation durch die Untersetzung von 40:1 mit deutlich mehr Mikroschritten arbeitet, um den verlangten Winkel abzufahren. Das 3D Residuum muss auf 0,3 Pixel erhöht werden, da sonst Lücken in der Auswertung entstehen, sprich, es werden nicht auf der gesamten Fläche Grid Points im 3D Modell abgebildet, wodurch Bereiche entstehen, die nicht ausgewertet werden können.

Tabelle 3.6: Rotation: Einstellungen am Versuchsaufbau und in Istra4D

Einstellungen im Aufbau	
Winkel	$40,75^\circ$
Abstand der Kameras zur Messoberfläche	rechte Kamera zur Knochenoberfläche: 302 mm linke Kamera zur Knochenoberfläche: 300 mm rechte Kamera zur linken Kamera: 230 mm
Beleuchtung	ohne zusätzliche Lampe, Raumbeleuchtung an, Rollos geschlossen
Einstellungen in der Durchführung	
Vorlauf des Motors vor jeder Messung	200 Microschritte
Frequenz	1 Hz
Geschwindigkeit des Motors	100 Mikroschritte pro Sekunde
Beschleunigung des Motors	100 Mikroschritte pro Sekunde ²
Einstellungen in der Auswertung	
Correlation parameters	All Advanced: Full user defined
Facet size	55 Pixels
Image levels	Two levels
Outlier tolerance	Low
Accuracy	0,03 Pixels
Residuum	20 Gray values
3D Residuum	0,3 Pixels
Grid spacing	42 Pixels

Grundrauschen Nr. 1

Die Tabelle 3.7 führt alle Einstellungen zu der ersten Messreihe zum Grundrauschen. Vorlauf sowie Geschwindigkeit und Beschleunigung sind nicht vorhanden, da ein Standbild gemessen wird.

Tabelle 3.7: Grundrauschen: Einstellungen am Versuchsaufbau und in Istra4D

Einstellungen im Aufbau	
Winkel	51,4°
Abstand der Kameras zur Messoberfläche	rechte Kamera zur Messoberfläche: 334 mm linke Kamera zur Messoberfläche: 300 mm rechte Kamera zur linken Kamera: 297 mm
Beleuchtung	ohne zusätzliche Lampe, Raumbeleuchtung an, Rollos geschlossen
Einstellungen in der Durchführung	
Vorlauf des Motors vor jeder Messung	/
Frequenz	1 Hz
Geschwindigkeit des Motors	/
Beschleunigung des Motors	/
Einstellungen in der Auswertung	
Correlation parameters	All Advanced: Full user defined
Facet size	55 Pixels
Image levels	Two levels
Outlier tolerance	Low
Accuracy	0,03 Pixels
Residuum	20 Gray values
3D Residuum	0,1 Pixels
Grid spacing	42 Pixels

Grundrauschen Nr. 2

Die Tabelle 3.8 fasst alle Einstellungen der zweiten Messreihe zum Grundrauschen zusammen. Auch hier wird wieder nur ein Standbild gemessen.

Tabelle 3.8: Grundrauschen Nr. 2: Einstellungen am Versuchsaufbau

Einstellungen im Aufbau	
Winkel	40,75°
Abstand der Kameras zur Messoberfläche	rechte Kamera zur Knochenoberfläche: 302 mm linke Kamera zur Knochenoberfläche: 300 mm rechte Kamera zur linken Kamera: 230 mm
Beleuchtung	ohne zusätzliche Lampe, Raumbeleuchtung an, Rollos geschlossen
Einstellungen in der Durchführung	
Vorlauf des Motors vor jeder Messung	/
Frequenz	1 Hz
Geschwindigkeit des Motors	/
Beschleunigung des Motors	/
Einstellungen in der Auswertung	
Correlation parameters	All Advanced: Full user defined
Facet size	55 Pixels
Image levels	Two levels
Outlier tolerance	Low
Accuracy	0,03 Pixels
Residuum	20 Gray values
3D Residuum	0,3 Pixels
Grid spacing	42 Pixels

4 Ergebnisse und Statistik

Einige der folgenden Tabellen beinhalten die Ergebnisse der Messungen. Sie enthalten die gemessenen Verschiebungen der Translationsmessungen bzw. die gemessenen und berechneten Rotationen der Rotationsmessungen. Die anderen Tabellen führen Auswertungen und Analysen der Ergebnisse im Hinblick auf den Mittelwert, die Standardabweichung und die Abweichung zum Sollwert. Die Tabellen zur Translation und zur Rotation weisen Werte auf, die grün hinterlegt sind. Dies sind die Ergebnisse der Messungen, die in entgegengesetzter Richtung durchgeführt wurden. Außerdem enthalten die Tabellen 4.1 und 4.3 jeweils einen grau hinterlegten Wert. Dieser Wert fällt merklich aus der Reihe und verfälscht somit stark das Ergebnis der Analysen. Diese Werte sind deshalb aus der Auswertung herausgenommen.

Zu beachten ist, dass die Tabellen bezüglich der Ergebnisse und der Auswertungen der Messungen unterschiedlich aufgebaut sind. In den Tabellen, die die Ergebnisse der Translations- oder Rotationsmessungen beinhalten, sind die Sollwerte auf die einzelnen Spalten aufgeteilt. Die Zeilen separieren die einzelnen Messungen voneinander. In den Tabellen zur Auswertung der Ergebnisse sind die Sollwerte auf die Zeilen verteilt. Die unterschiedlichen Layouts wurden ausschließlich zum vereinfachten Vergleich der Werte innerhalb der Tabellen ausgesucht. Es ist noch zu sagen, dass sich alle relativen Werte auf den jeweiligen Mittelwert beziehen. Zusätzlich ist häufig die Rede davon, dass die rel. SD ab einem bestimmten Translationsweg respektive Rotationswinkel größer wird. Das heißt in diesem Fall, dass die rel. SD für kleiner werdende Translationswege respektive Rotationswinkel größer wird.

4.1 Translation

Die Ergebnisse der Translationsmessungen befinden sich in Tabelle 4.1. In Tabelle 4.2 werden sie in Hinblick auf ihren Mittelwert, die Standardabweichung und die Abweichung zum Sollwert ausgewertet. In Tabelle 4.2 ist auffällig, dass die absolute Standardabweichung (abs. SD) unabhängig von der Translationsgröße ungefähr gleich bleibt. Anhand der rel. SD ist allerdings sichtbar, dass die Standardabweichung mit abnehmendem Translationsweg relativ gesehen deutlich steigt. Eine deutliche Steigerung fällt ab einem Translationsweg von 0,1092 mm auf. Ab diesem Wert steigt die rel. SD auf über 2 % an. Bei einem Translationsweg von 0,0156 mm liegt sie bei 63 %. Wird die relative Abweichung zum Sollwert betrachtet, so fällt auf, dass diese erst beim kleinsten Translationsweg von 0,0156 mm einen Wert von 2,5 % übersteigt. Die Abweichung bei einem Translationsweg von 0,0156 mm liegt hingegen bei 165 %. Diese sehr große Abweichung

4 Ergebnisse und Statistik

vom Sollwert liegt vermutlich nicht an der Genauigkeit der Messungen, sondern an der ungenauen Ausführung der Bewegung. Das Gerät zur Feinjustierung der künstlichen Tibia wurde hinsichtlich der Translation nur bis zu einer Verschiebung von 0,05 mm mit einer Genauigkeit von $\pm 0,05$ mm getestet. Der große Sprung von einer Abweichung von ca. 2,5 % auf 165 % spricht ebenfalls dafür, dass der Fehler in der Bewegung liegt. Die Ergebnisse der Messungen, die in entgegengesetzter Richtung ausgeführt wurden, ähneln den bisherigen Ergebnissen. Dies spricht dafür, dass bis zu einem Translationsweg von 0,1092 mm kein Fehler in der Bewegung, wie z.B. Spiel im Getriebe, vorliegt und dass die Abweichungen auf zufälligen Fehlern beruhen.

Tabelle 4.1: Translation: Ergebnisse

Sollwert in mm												
Messung	5,0076	3,9000	2,5116	1,0140	0,7488	0,4992	0,2496	0,1092	0,0468	0,0156	5,0076	0,1092
Nr. 1	5,0014	3,8830	2,4997	1,0152	0,7533	0,5013	0,2431	0,1173	0,0472	0,0073	4,9517	0,1146
Nr. 2	5,0001	3,8875	2,5051	1,0228	0,7543	0,4973	0,2490	0,1122	0,0503	0,0026	4,9515	0,1103
Nr. 3	4,9975	3,8885	2,4995	1,0184	0,7554	0,5003	2,5634	0,1075	0,0422	0,0057	4,9493	0,1095
Nr. 4	4,9998	3,8863	2,4992	1,0245	0,7491	0,5042	0,2469	0,1116	0,0453	0,0116	4,9513	0,1121
Nr. 5	5,0000	3,8924	2,5019	1,0256	0,7568	0,4997	0,2462	0,1096	0,0469	0,0109	4,9530	0,1137
Nr. 6	4,9981	3,8904	2,5014	1,0188	0,7552	0,5058	0,2479	0,1127	0,0461	0,0006	4,9456	0,1130
Nr. 7	4,9995	3,8862	2,4995	1,0189	0,7520	0,5014	0,2461	0,1109	0,0453	0,0086	4,9488	0,1163
Nr. 8	4,9985	3,8883	2,5023	1,0175	0,7530	0,5059	0,2478	0,1149	0,0431	0,0011	4,9484	0,1152
Nr. 9	5,0009	3,8888	2,5016	1,0211	0,7524	0,5027	0,2449	0,1112	0,0488	0,0035	4,9521	0,1148
Nr. 10	5,0001	3,8908	2,5087	1,0200	0,7510	0,5017	0,2467	0,1147	0,0413	0,0069	4,9504	0,1071

Tabelle 4.2: Translation: Auswertung

Sollwert in mm	Mittelwert in mm	Abs. Standardabw. in mm	Rel. Standardabw. in % ¹	Abs. Abweichung des Mittelwertes vom Sollwert in mm	Rel. Abweichung des Mittelwertes vom Sollwert in % ¹
5,0076	4,9996	0,0012	0,0233	-0,0080	-0,1602
3,9000	3,8882	0,0026	0,0656	-0,0118	-0,3026
2,5116	2,5019	0,0028	0,1133	-0,0097	-0,3887
1,0140	1,0203	0,0031	0,3018	0,0063	0,6154
0,7488	0,7533	0,0022	0,2860	0,0045	0,5916
0,4992	0,5020	0,0026	0,5108	0,0028	0,5662
0,2496	0,2465	0,0016	0,6659	-0,0031	-1,2512
0,1092	0,1123	0,0027	2,3877	0,0031	2,7341
0,0468	0,0456	0,0027	5,9128	-0,0012	-2,5384
0,0156	0,0059	0,0037	62,6272	-0,0097	-165,1500
5,0076	4,9502	0,0021	0,0421	-0,0574	-1,1595
0,1092	0,1127	0,0028	2,4506	0,0035	3,0699

¹ in Bezug auf den Mittelwert

In der Abbildung 4.1 ist der Mittelwert der gemessenen Translationen über den jeweiligen Sollwert in Millimetern als hellgrüne Kurve aufgetragen. Die türkisfarbene Kurve repräsentiert die relative Standardabweichung der Ergebnisse. Die Y-Fehlerbalken sind so klein, dass sie nicht erkennbar sind. Die Abbildung demonstriert, was in der Tabelle 4.2 erkennbar ist. Der Mittelwert der Translationen liegt nah am Sollwert und die rel. SD steigt ab dem drittkleinsten Wert.

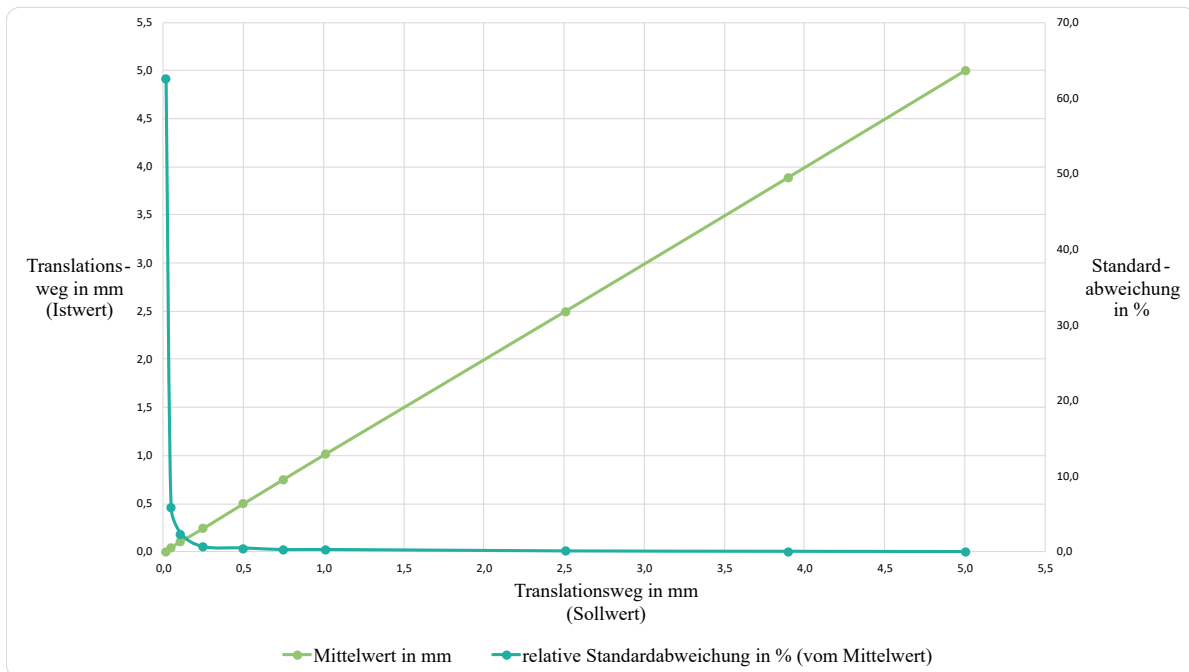


Abbildung 4.1: Translationsweg (Istwert) und relative Standardabweichung über dem Sollwert

4.2 Rotation

Die Tabelle 4.3 enthält die Ergebnisse der Rotationsmessungen. In Tabelle 4.4 sind die ausgewerteten Ergebnisse hinsichtlich Mittelwert, Standardabweichung und Abweichung zum Mittelwert zusammengefasst. In der vierten Spalte der Tabelle 4.4 wird sichtbar, dass die Standardabweichung hier deutlich höher ist als bei der Translation. Bei den Rotationsmessungen steigt die rel. SD bereits ab dem siebtkleinsten Rotationswinkel auf über 2 % an. Bei den Translationsmessungen ist dies erst ab dem drittkleinsten Translationsweg der Fall. Auch die Abweichung zum Sollwert fällt generell etwas größer aus und enthält mehr Schwankungen als bei der Translation. Die Ergebnisse der Messungen, die in entgegengesetzter Richtung ausgeführt wurden, entsprechen in etwa den Ergebnissen der anderen Messungen. Lediglich die Abweichung zum Sollwert ist bei den Messungen, die nicht in entgegengesetzter Richtung ausgeführt wurden, bei einem Rotationswinkel von $0,1013^\circ$ im Betrag deutlich höher. Hier ist aber auf einen zufälligen Fehler zu schließen, da die Abweichung zum Sollwert bei kleineren Rotationswinkeln auch wieder geringere Werte annimmt.

Tabelle 4.3: Rotation: Ergebnisse

Sollwert in °												
Messung	1,9997	1,5469	1,0013	0,7509	0,5006	0,2503	0,1013	0,0506	0,0253	0,0113	1,9997	0,1013
Nr. 1	1,9874	1,5406	0,9625	0,7757	0,5127	0,2353	0,0894	0,0635	0,0244	0,0045	1,9901	0,1098
Nr. 2	1,9663	1,5405	0,9873	0,7273	0,4874	0,2335	0,1094	0,0605	0,0283	0,0104	0,0964	1,9644
Nr. 3	1,9606	1,5551	0,9848	0,7331	0,4955	0,2252	0,0975	0,0601	0,0185	0,0192	1,9644	0,1053
Nr. 4	1,9619	1,5380	0,9960	0,7369	0,5023	0,2560	0,0769	0,0755	0,0382	0,0156	1,9666	0,0995
Nr. 5	1,9729	1,5485	0,9867	0,7517	0,5046	0,2305	0,0929	0,0631	0,0286	0,0079	1,9646	0,1033
Nr. 6	1,9986	1,5408	0,9793	0,7491	0,4697	0,2369	0,0948	0,0661	0,0203	0,0139	1,9543	0,1146
Nr. 7	1,9779	1,5410	1,0059	0,7428	0,4956	0,2353	0,1007	0,0732	0,0203	0,0074	1,9612	0,0990
Nr. 8	1,9897	1,5012	0,9953	0,7647	0,4841	0,5139	0,0852	0,0596	0,0295	0,0145	1,9558	0,1151
Nr. 9	1,9932	1,5112	1,0279	0,7411	0,4916	0,2460	0,0830	0,0661	0,0324	0,0126	1,9767	0,1065
Nr. 10	1,9912	1,5107	0,9901	0,7675	0,4752	0,2230	0,0874	0,0651	0,0320	0,0160	1,9645	0,0817

Tabelle 4.4: Rotation: Auswertung

Sollwert in °	Mittelwert in °	Abs. Standardabw. in °	Rel. Standardabw. in % ¹	Abs. Abweichung des Mittelwertes vom Sollwert in °	Rel. Abweichung des Mittelwertes vom Sollwert in % ¹
1,9997	1,9800	0,0132	0,6669	-0,0197	-0,9966
1,5469	1,5328	0,0173	1,1259	-0,0141	-0,9215
1,0013	0,9916	0,0163	1,6402	-0,0097	-0,9802
0,7509	0,7490	0,0151	2,0139	-0,0019	-0,2553
0,5006	0,4919	0,0126	2,5569	-0,0087	-1,7775
0,2503	0,2357	0,0096	4,0602	-0,0146	-6,1737
0,1013	0,0917	0,0089	9,7472	-0,0096	-10,4519
0,0506	0,0653	0,0051	7,8147	0,0147	22,4774
0,0253	0,0272	0,0060	21,9858	0,0019	7,1158
0,0113	0,0122	0,0043	35,5361	0,0009	7,3738
1,9997	1,9663	0,0098	0,5006	-0,0334	-1,7000
0,1013	0,1031	0,0093	9,0605	0,0018	1,7701

¹ in Bezug auf den Mittelwert

Die Abbildung 4.2 zeigt den Mittelwert (hellgrüne Kurve) der gemessenen Rotationswinkel und die relative Standardabweichung (türkisfarbene Kurve). Die rel. SD steigt in Richtung der kleineren Rotationswinkel deutlich schneller als bei den Torsionsmessungen. Bereits ab einem Winkel von $0,75^\circ$ steigt sie auf über 1 % an. Auch die Y-Fehlerbalken des hellgrünen Graphen zeigen, dass es in den Rotationsmessungen größere Schwankungen in den Ergebnissen gibt als bei den Translationsmessungen. Dies liegt daran, dass der

Rotationswinkel aus 18 Werten (X-, Y-, Z-Koordinate à 3 Punkte, vor und nach der Rotation) berechnet wird, während die Translation nur über die Verschiebung einer Koordinate erfasst wird.

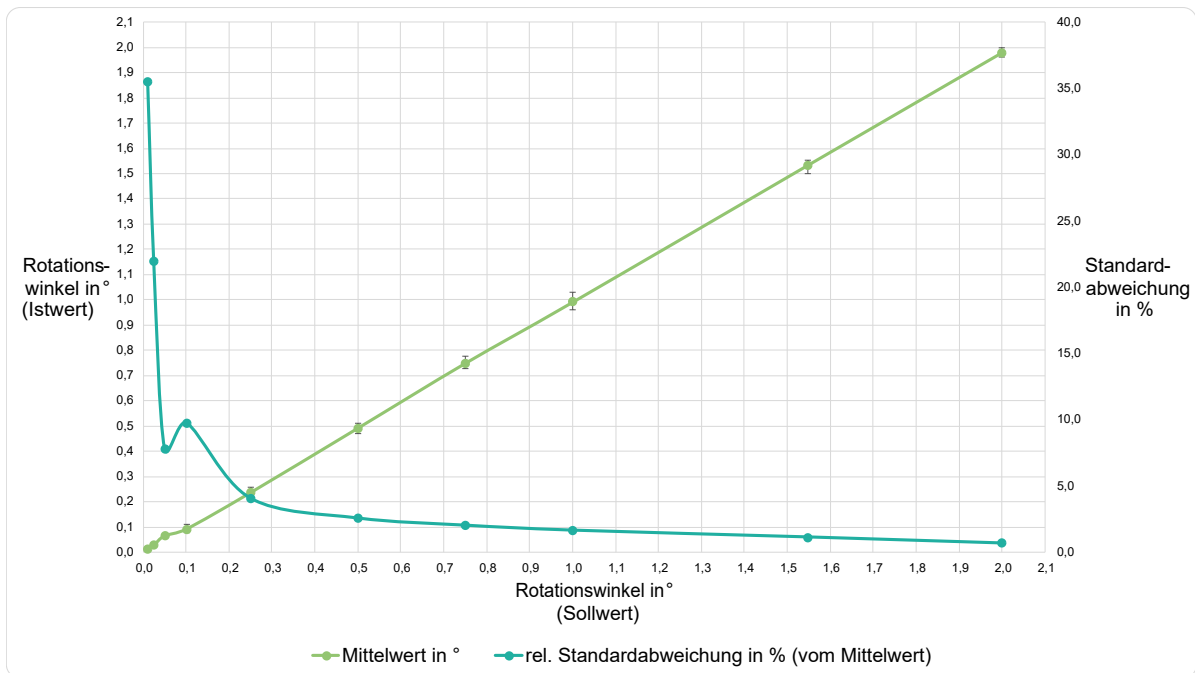


Abbildung 4.2: Rotationswinkel (Istwert) und relative Standardabweichung über dem Sollwert

4.2.1 Vergleich von Rotation und Translation

In dem Kapitel 3.6.2 wird erklärt, dass die Rotationsbewegung aus der Verschiebung des Objektes in X- und Z-Richtung besteht. Die Verschiebungen der Auswertungspunkte in X- und Z-Richtung lassen sich mit den Verschiebungen der Punkte in den Translationsmessungen vergleichen. Die nachfolgenden zwei Tabellen sind Ausschnitte aus den Tabellen 4.2 und 4.4. Sie dienen lediglich dem Vergleich mit der darauffolgenden Tabelle 4.7. Die Tabellen werden bezüglich ihres Translationswertes und ihrer rel. SD miteinander verglichen.

Tabelle 4.5: Translation: Ausschnitt aus den Auswertungen

Sollwert in mm	Relative Standardabweichung in % in Bezug auf den Mittelwert
1,0140	0,3018
0,7488	0,2860
0,4992	0,5108
0,2496	0,6659
0,1092	2,3877
0,0468	5,9128
0,0156	62,6272

Tabelle 4.6: Rotation: Ausschnitt aus den Auswertungen

Sollwert in °	Relative Standardabweichung in % in Bezug auf den Mittelwert
1,9997	0,6669
1,5469	1,1259
1,0013	1,6402
0,7509	2,0139
0,5006	2,5569
0,2503	4,0602
0,1013	9,7472
0,0506	7,8147
0,0253	21,9858

Tabelle 4.7: Verschiebung eines Punktes der Rotation; unterteilt in Totale Verschiebung, X- und Z-Richtung

Rotationswinkel in °	Verschiebungs- richtung	Mittelwert der Verschiebung in mm
1,9997	total	0,9592
	x	0,6637
	z	0,6773
1,5469	total	0,7354
	x	0,5112
	z	0,5190
1,0013	total	0,4725
	x	0,3301
	z	0,3322
0,7509	total	0,3523
	x	0,2479
	z	0,2463
0,5006	total	0,2335
	x	0,1609
	z	0,1662
0,2503	total	0,1141
	x	0,0815
	z	0,0787
0,1013	total	0,0441
	x	0,0309
	z	0,0308
0,0506	total	0,0232
	x	0,0155
	z	0,0167
0,0253	total	0,0117
	x	0,0066
	z	0,0092
0,0113	total	0,0032
	x	0,0007
	z	0,0032

Die Tabelle 4.7 zeigt den Mittelwert der Verschiebungen der Auswertungspunkte in den Rotationsmessungen in X- und Z-Richtung. Ebenso stellt sie den Mittelwert der totalen Verschiebung des Auswertungspunktes in Millimetern dar. In den Rotationsmessungen zeigten sich ebenfalls Verschiebungen in Y-Richtung. Allerdings sind diese im Verhältnis verschwindend klein und sind hier nicht relevant. Aus diesem Grund werden sie in der Tabelle nicht aufgeführt.

Werden die Verschiebungswerte in der Tabelle 4.7 betrachtet, fällt auf, dass die maximale Verschiebung 1 mm beträgt und schnell auf einen Wert von unter 0,1 mm fällt. Bei einer Verschiebung des Auswertungspunktes um 0,1 mm beträgt die rel. SD in den Translationsmessungen bereits 2,4 %. Dies zeigt, dass Rotationsmessungen mit Verschiebungen von max. 0,1 mm keine kleinere rel. SD als 2,4 % haben können. Werden die Verschiebungen der Rotationspunkte auf diese Weise mit den Verschiebungen der Auswertungspunkte aus den Translationsmessungen verglichen (s. Tabelle 4.5), so wird verständlich, wieso die Rotationsmessungen schlechtere Ergebnisse hervorbringen.

Wird die Tabelle 4.7 betrachtet, so fällt auf, dass beim größten Rotationswinkel (2°) eine maximale totale Verschiebung von 1 mm vorliegt. Dabei betragen die Verschiebungen in X- und Z-Richtung ca. 0,7 mm. In den Translationsmessungen liegt die rel. SD bei einem Translationsweg von 0,7 mm bei 0,3 %. In den Rotationsmessungen liegt diese bei 0,7 %. Die Rotation bringt somit ungenauere Werte hervor. Ab einem Rotationswinkel von $0,5^\circ$ werden die Auswertungspunkte nur noch um jeweils 0,16 mm in X- und Z-Richtung verschoben. Bei diesem Rotationswinkel befindet sich die rel. SD schon bei über 2,5 %. In den Translationsmessungen findet sich bei einem Translationswert von 0,1 mm eine rel. SD von 2,4 %. Damit fällt die Rotation mit einer rel. SD von 2,5 % bei einem Translationsweg der Auswertungspunkte von 0,16 mm wieder schlechter aus. Als nächstes wird ein Rotationswinkel von $0,1^\circ$ betrachtet. Dort sind alle Verschiebungen, auch die totale Verschiebung, in den 10er μm Bereich gefallen. Die Standardabweichung beträgt bei diesem Winkel 9 %. Verglichen mit den Ergebnissen der Translationsmessungen, die eine rel. SD von 5,9 % bei 0,05 mm hervorbringen, fällt auch hier die Rotation deutlich schlechter aus als die Translation. Ab einem Rotationswinkel von $0,025^\circ$ liegen alle Verschiebungen der Koordinaten im 1er μm Bereich, nur die totale Verschiebung liegt noch knapp bei 0,01 mm. Die rel. SD beträgt bei diesem Rotationswinkel 22 %. Verglichen mit der Translationsmessung von 0,016 mm ist die Rotationsmessung in diesem Fall etwas genauer. Dies liegt allerdings daran, dass die Verschiebung des Knochens in der Translationsmessung bei 0,016 mm nicht genau war.

Die Werte der rel. SD sind bei den Rotationsmessungen immer höher als bei den Translationsmessungen. Dies liegt daran, dass die Rotation aus 18 Werten berechnet wird (drei Koordinaten à drei Punkte, vor und nach der Rotation) (s. Kapitel 3.6.2). Dabei bringt jeder Wert einen Fehler mit.

4.3 Grundrauschen

Die Ergebnisse der Messungen zum Grundrauschen sind sehr umfangreich. Sie befinden sich in der Tabelle 6.3 im Anhang. In dieser Tabelle entsprechen die einzelnen Zeilen den einzelnen Fotos der jeweiligen Messung. Damit zeigt jede Zeile, wie sich der Auswertungspunkt in Bezug zum ersten Bild verschoben hat. Die Spalten sind die zehn einzelnen Messungen. Die grau hinterlegten Werte sind aus der Auswertung herausgenommen, da sie stark von den anderen Werten abweichen. Es liegt die Vermutung nahe, dass eine kurze Bewegung oder eine minimale Belichtungsänderung stattgefunden hat. Bei der Betrachtung der Werte in der Tabelle 6.3 wird deutlich, dass, obwohl keine Bewegung stattgefunden hat, das System eine Bewegung aufgenommen hat. Dies ist keine einmalige Bewegung, sondern ein ständiges Rauschen. Mit dieser Messung wird bewiesen, dass das Kamerasystem einem gewissen Grundrauschen unterliegt.

Die folgende Tabelle fasst die Ergebnisse der Tabelle 6.3 zusammen.

Tabelle 4.8: Grundrauschen: Auswertung

Messung	Mittelwert der Verschiebung (Rauschen) in mm	Spanne / max. Rauschen in mm
Nr. 1 (GR_1)	0,00123	0,00358
Nr. 2 (GR_4)	0,00266	0,00499
Nr. 3 (GR_5)	0,00365	0,00624
Nr. 4 (GR_6)	0,00116	0,00304
Nr. 5 (GR_7)	0,00229	0,00373
Nr. 6 (GR_8)	0,00308	0,00798
Nr. 7 (GR_9)	0,00384	0,00644
Nr. 8 (GR_10)	0,00176	0,00328
Nr. 9 (GR_11)	0,00171	0,00385
Nr. 10 (GR_12)	0,00286	0,00531
Auswertung	Gesamtmittelwert in mm 0,00242	durchschnittl. Spanne in mm 0,00484

Die Tabelle 4.8 beinhaltet die ausgewerteten Ergebnisse der Messungen zum Grundrauschen. Aufgeführt sind der Mittelwert des Rauschens und die Spanne bzw. das maximale Rauschen von jeder Messung. Zusätzlich werden in der letzten Zeile ein Gesamtmittelwert aller Messungen und eine durchschnittliche Spanne festgehalten. Der hellgrün hinterlegte Wert kennzeichnet die größte Verschiebung, die in allen Messungen stattgefunden hat. Insgesamt findet eine durchschnittliches Rauschen von 0,0024 mm pro 25 Bildern statt. Die durchschnittliche Spanne des Rauschens liegt dabei bei 0,0048 mm. Die maximale Verschiebung aller Messungen beträgt 0,008 mm. Aus den Ergebnissen lässt sich schließen, dass Messungen ab der dritten Nachkommastelle nicht mehr genau sind. Besonders sind Messungen mit kleinen Bewegungen davon betroffen.

Tabelle 4.9: Grundrauschen Nr. 2: Ergebnisse

Messung	Mittelwert der Verschiebung (Rauschen) in mm	Spanne / max. Rauschen in mm
Nr. 1 (GR2_1)	0,00151	0,00362
Nr. 2 (GR2_2)	0,00203	0,00427
Nr. 3 (GR2_3)	0,00203	0,00587
Nr. 4 (GR2_4)	0,00197	0,00456
Nr. 5 (GR2_5)	0,00267	0,00541
Nr. 6 (GR2_6)	0,00196	0,00454
Nr. 7 (GR2_7)	0,00149	0,00281
Nr. 8 (GR2_8)	0,00219	0,00570
Nr. 9 (GR2_9)	0,00202	0,00339
Nr. 10 (GR2_10)	0,00463	0,00646
Auswertung	Gesamtmittelwert in mm	0,00225
	durchschnittl. Spanne in mm	0,00466

Die Tabelle 4.9 ist genauso zu interpretieren wie die Tabelle 4.8. Sie zeigt die Auswertung zu den Ergebnissen der zweiten Messreihe zum Grundrauschen (s. Tabelle 6.4). Der Mittelwert des Rauschens liegt bei 0,0023 mm, die durchschnittliche Spanne der einzelnen Verschiebungen beträgt 0,0047 mm und das maximale Rauschen zählt 0,0065 mm.

Die Ergebnisse beider Messreihen zum Grundrauschen lassen sich vergleichen. Bis auf kleine Abweichungen entsprechen sie einander. Dies bestätigt nochmals die Vermutung, dass das System einem Grundrauschen unterliegt, welches dafür sorgt, dass Messungen ab der dritten Nachkommastelle ungenau werden und eine erhöhte rel. SD aufweisen. Es können Schwankungen in den Ergebnissen von mindestens 0,008 mm auftreten.

5 Diskussion

Die Messungen zur Tibiatranslation und -rotation bringen unterschiedlich gute Ergebnisse hervor. Die relativen Standardabweichungen der Translationsmessungen liegen bis zu einer Verschiebung von einschließlich 0,25 mm unter 1%. Bei einer Verschiebung von 0,05 mm beträgt sie 0,0027 mm, also ca. 6% des Mittelwertes der Verschiebung. Bei einer Translation von 0,0156 mm zählt sie 0,0037 mm. Das sind ca. 63% des Translationsmittelwertes. Diese große SD kann eher einer ungenauen Bewegungsausführung als der Messmethode zugeschrieben werden. Zusätzlich können unerwünschte Schwingungen des Knochens, die bei größeren Translationen kaum Einfluss haben, ihren Beitrag zu der großen SD geleistet haben. Werden diese Ergebnisse mit den Ergebnissen aus der Studie von *Yang et al.* verglichen, die einen absoluten Fehler von $1,8\ \mu\text{m}$ und eine Wiederholbarkeit von $2,5\ \mu\text{m}$ bei einer Verschiebung von $20\ \mu\text{m}$ vorweisen, zeigt sich, dass die *Digital Image Correlation* ähnlich gute Ergebnisse hervorbringt. Auch die Ergebnisse der Messungen zum Grundrauschen zeigen, dass die Messergebnisse erst in der dritten Nachkommastelle von dem Rauschen beeinflusst werden. Es findet eine durchschnittliche Schwankung von 0,0024 mm statt. Die Spanne des Rauschens in einer Messung beträgt durchschnittlich 0,0048 mm. Gelingt es, das Rauschen besser zu unterdrücken und zu minimieren, wird die SD gerade für kleinere Translationen deutlich verbessert.

Der in der Studie gemessene AP Biegungswinkel beträgt zwischen $0,15^\circ$ und $1,3^\circ$. Biegungswinkel und Translationen können verglichen werden, indem abgeschätzt wird, wie weit das proximale Markercluster in den Messungen der Studie in posteriorer Richtung verschoben wird. Dazu wird die distale Verschiebung des Markerclusters bei der Biegung vernachlässigt und über die Trigonometrie- und Streckenverhältnisse die posteriore Verschiebung des proximalen Markers abgeschätzt. In Abbildung 5.1 ist die AP Biegung im übertriebenen Maße dargestellt. Der Biegungswinkel wurde zwischen dem proximalen und dem distalen Markercluster gemessen, welche sich 100 mm unterhalb des Tibiaplateaus und 100 mm oberhalb des *Malleolus medialis* befinden. Um den Abstand der beiden Marker zu berechnen, wird von einer durchschnittlichen Tibialänge 200 mm subtrahiert. Die durchschnittliche Tibialänge eines Mannes beträgt 369,2 mm [39]. Das heißt, der Abstand zwischen den beiden Markern kann auf ca. 170 mm geschätzt werden. Die ungefähre posteriore Verschiebung des oberen Markers durch die AP Biegung wird wie folgt berechnet:

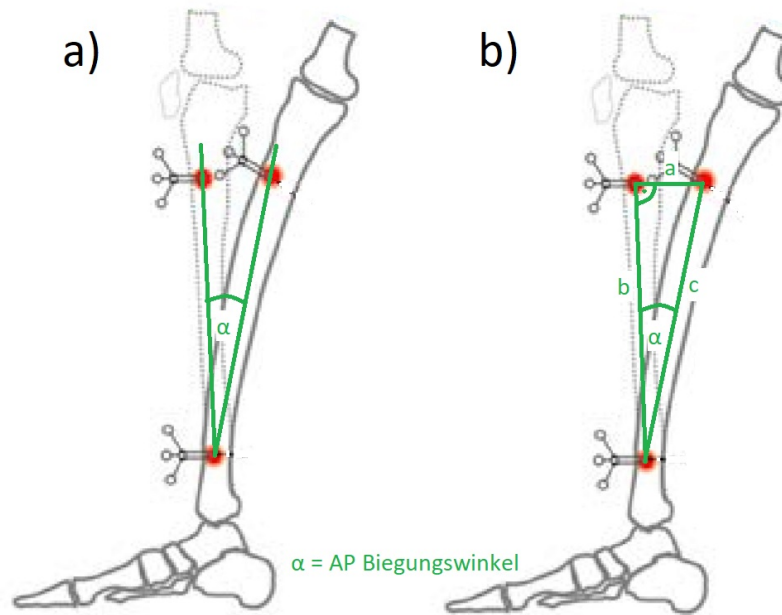


Abbildung 5.1: a) übertriebene Darstellung des AP Biegungswinkels der Tibia
b) Berechnung der posterioralen Verschiebung a durch Vernachlässigung der distalen Verschiebung [1]

$$\begin{aligned} \tan(\alpha) &= \frac{a}{b} \\ a &= \tan(\alpha) \cdot b \end{aligned} \quad (5.1)$$

α : AP Biegungswinkel

a : Verschiebung des proximalen Markers in posterioraler Richtung

b : Abstand zwischen proximalen und distalen Markercluster

$$\begin{aligned} a &= \tan(0,15^\circ) \cdot 170 \text{ mm} \\ a &= 0,45 \text{ mm} \end{aligned} \quad (5.2)$$

$$\begin{aligned} a &= \tan(1,3^\circ) \cdot 170 \text{ mm} \\ a &= 3,86 \text{ mm} \end{aligned} \quad (5.3)$$

Die Ergebnisse der Gleichungen (5.2) und (5.3) erzeugen eine ungefähre Größenordnung der eindimensionalen Verschiebung des Markers während der Biegung. Die Verschiebung liegt ca. zwischen 0,45 mm und 3,86 mm. In den Messungen dieser Arbeit liegt die rel. SD bei einer Verschiebung von 3,90 mm bei 0,0656 %. Eine Translation von 0,4992 mm erzeugt eine rel. SD von 0,5108 %. Die rel. SD einer Verschiebung von 0,2496 mm beträgt 0,6659 %. Aus diesen Werten ist abzulesen, dass eine posteriore Verschiebung der Tibia zwischen 0,45 mm und 3,86 mm sehr genau gemessen werden kann. Erst ab einer Verschiebung von 0,1092 mm steigt die rel. SD auf über 1 % an.

Die Messungen zur Tibiarotation haben etwas schlechtere Ergebnisse hervorgebracht. Die rel. SD steigt mit kleiner werdendem Winkel schnell an. Im Kapitel 4.2.1 wird erklärt, warum die Ergebnisse der Rotationsmessungen schlechter ausgefallen sind als die der Translationsmessungen. Nur bei einem Rotationswinkel von $1,9997^\circ$ liegt die rel. SD bei unter 1 %. Ab einem Winkel von $0,7509^\circ$ beträgt die rel. SD über 2 % und bei $0,2503^\circ$ über 4 %. Bei dem kleinsten getesteten Winkel von $0,0113^\circ$ fällt sie auf ca. 35,5 % aus. In der Studie von *Yang et al.* wurden Torsionswinkel zwischen $0,67^\circ$ und $1,66^\circ$ gemessen. Bei Winkeln zwischen $0,5^\circ$ und $0,75^\circ$ erzeugt die *DIC* eine rel. SD zwischen 2,5569 % und 2,0139 %. Für einen Rotationswinkel zwischen $1,5469^\circ$ und $1,9997^\circ$ liegt die rel. SD zwischen 1,1259 % und 0,6669 %. Es ist deutlich zu sehen, dass die rel. SD der Rotationsmessungen im benötigten Bereich deutlich höher ist als die der Translationsmessungen. Trotzdem liegt sie in dem Bereich zwischen $0,67^\circ$ und $1,66^\circ$ nur bei maximal 2,56 %.

Durch beide Messreihen zum Grundrauschen stellte sich heraus, dass das Messsystem einem Grundrauschen unterliegt. Es äußert sich als ungewollte Verschiebung des Messpunktes. Dieses Rauschen beläuft sich durchschnittlich auf eine Größe von 0,0024 mm. Es findet pro Messungen in einer Spanne von ca. 0,0048 mm statt. Das größte Rauschen liegt in der ersten Messreihe bei 0,008 mm und bei der zweiten Messreihe bei 0,0065 mm. Es hat besonders einen Einfluss auf Messungen, die Verschiebungen im 10er μm Bereich oder kleiner beinhalten. Dies ist bei den Rotationswinkeln ab einem Winkel von $0,2503^\circ$ der Fall. Ab diesem Winkel springt die rel. SD auch über 4 % und steigt danach rapide an. Das Grundrauschen könnte eventuell durch die Optimierung der Beleuchtung in puncto Helligkeit und Stetigkeit, der Kalibrierung und der Korrelations- und Evaluations-einstellungen, insbesondere dem 3D Residuum, verkleinert werden. Das 3D Residuum sollte so klein wie möglich sein. Dafür könnte eventuell die Funktion *Refine Projection Parameters* in *Istra4D* verwendet werden. Zur Optimierung der Korrelationseinstellungen könnte eine Messung mit verschiedenen Einstellungen ausgewertet und im Nachhinein die Ergebnisse auf ihre Genauigkeit hin verglichen werden. Zusätzlich könnte eine kleinere Kalibrierungsscheibe verwendet werden. Dadurch könnten die Kameras noch näher an die auszuwertende Fläche gebracht werden. Dafür müsste allerdings eine kleinere Scheibe angeschafft werden und das Specklemuster eventuell verkleinert werden, damit die Anzahl an Pixeln pro Speckle optimal ist.

Es fällt auf, dass die Abweichung vom Sollwert in den Messungen sowohl bei den Translations- als auch bei den Rotationsmessungen Schwankungen aufweisen. Insbeson-

dere bei den Messungen zur Rotation nimmt die Abweichung zum Sollwert auch schon mal größere Werte an. Es wäre sinnvoll gewesen, neben der Bewegung des Knochens auch die Bewegung des Schlittens bzw. des Rotationsplateaus zu messen. Dafür hätte allerdings ein zweites dreidimensionales Messsystem zur digitalen Bildkorrelation zur Verfügung stehen müssen. Der Knochen stellt aufgrund seiner Form und Geometrie als auch durch seine Fixierung am Schlitten für die Genauigkeit der Ergebnisse eine größere potentielle Fehlerquelle dar. Der Schlitten als auch das Rotationsplateau bieten beide plane Flächen, über die die genaue Translation bzw. Rotation hätte ermittelt werden können. Diese hätte dann mit der Translation respektive Rotation, die auf dem Knochen gemessen wurde, verglichen werden können. Dadurch hätten noch mehr Informationen zur Genauigkeit des Messsystems zur Verfügung gestanden.

6 Fazit

Als abschließendes Fazit kann gesagt werden, dass sowohl die Translations- als auch die Rotationsmessungen zufriedenstellende Ergebnisse hervorgebracht haben. Die Translationsmessungen sind bis zu einer Verschiebung von 0,1 mm sehr genau. Bei Translationen unter 0,1 mm steigt die rel. SD auf über 2,4 % an. Bei den Rotationsmessungen wird ein Winkel kleiner $0,25^\circ$ im Hinblick auf die SD kritisch. Bei diesem Winkel liegt sie bei ca. 4 % und steigt bei kleineren Winkeln rapide an. Mit Blick auf die aus der Studie von *Yang et al.* hervorgehenden Ergebnissen von Biegungswinkeln zwischen $0,15^\circ$ und $1,30^\circ$, also ungefähren Verschiebungen des Markers um 0,45 mm bis 3,86 mm, und Torsionswinkeln von $0,67^\circ$ bis $1,66^\circ$, zeigt sich, dass die *Digital Image Correlation* gute Ergebnisse liefert. Die Genauigkeit ist sogar über den notwendigen Bereich hinaus hoch.

Im Hinblick auf die tatsächliche Anwendung der *Digital Image Correlation* zur *in vivo* Messung von Biegungen und Torsionen der Tibia, muss gesagt werden, dass noch einige offene Fragen untersucht und geklärt werden müssen. Darunter fällt die Geschwindigkeit der Bewegung, die zur Belastung der Tibia führt. Diesbezüglich muss getestet werden, wie schnell die Bewegung sein darf, sodass noch brauchbare Fotos mit ausreichender Schärfe entstehen. Zusätzlich müsste geklärt werden, ob Biegungen und Torsionen, die bei Belastung der Tibia gleichzeitig auftreten, getrennt voneinander gemessen werden können. Sprich, die Messung von Biegungen als auch von Torsionen arbeiten mit der Verschiebung der Koordinaten. Die Verschiebungen der Biegungen könnten fälschlicherweise einer Torsion zugesprochen werden. Andersherum könnte dies natürlich ebenso passieren. Es müsste daher geklärt werden, wie Biegung und Rotation separiert werden können. Des Weiteren würden die nicht-invasiven *in vivo* Messungen zur Biegung und Torsion der Tibia auf der Haut stattfinden. Es würde somit die Bewegung der Haut gemessen werden. Dementsprechend müsste geprüft werden, ob sich Haut und Knochen gleich verhalten. Dazu könnten zum Beispiel Kadaverstudien herangezogen werden. Dabei würden zuerst Messungen auf der Haut stattfinden. Im Nachhinein würde die Haut entfernt und die gleichen Messungen würden direkt auf dem Knochen durchgeführt werden. Im Endeffekt könnte die Bewegung der Haut mit der des Knochens verglichen und so festgestellt werden, ob es möglich ist, die Knochenbiegung und -torsion auf der Haut zu messen. Des weiteren könnte bedacht werden, ob es sinnvoll wäre, das Stereo-Korrelationssystem mit zusätzlichen Kameras zu einem *Multi Camera System* upzugraden.

Abschließend kann zusammengefasst werden, dass das System zur *Digital Image Correlation*, welches für diese Arbeit vorlag, im Hinblick auf die Genauigkeit für Biegungs- und Torsionsmessungen an der Tibia geeignet ist. Hinsichtlich der realen Anwendbarkeit zu den Messungen am Menschen müssen mehr Untersuchungen gemacht werden. Zum

6 Fazit

jetzigen Standpunkt kann daher keine abschließende Aussage bezüglich der umfassenden Tauglichkeit im geplanten Einsatz getroffen werden.

Abbildungsverzeichnis

2.1	Tiba und Fibula [8]	15
2.2	Muskelursprünge und -ansätze der Tiba und Fibula [11]	16
2.3	<i>Parametrization visualization</i> Messwertverteilung: Facetten (grün) und Grid Points (gelb) Facettengröße: 55 Pixel, Gitterweite: 42 Pixel	20
2.4	Facette der Größe 7x7 Pixel mit Grauwertverteilung [25, S. 5]	21
2.5	Verbildlichung einer 2D Facettenverschiebung und Dehnungsermittlung [25, S. 6]	21
2.6	Facette mit Grid Point P_u vor der Verformung Facette mit Grid Point P_v nach der Verformung [30, S. 2]	22
2.7	Facette in Subpixel-Position [34, S. 20]	23
2.8	Verschiebung und Verzerrung einer Facette [35]	24
2.9	vereinfachtes Beispiel zum Algorithmus; Fall (a) [34, S. 17]	26
2.10	vereinfachtes Beispiel zum Algorithmus; Fall (b) [34, S. 18]	26
2.11	Korrelationsfehler für Messungen an einer Ebene und an einer Kugel als Funktion der Facettengröße [27]	28
2.12	Korrelationsfehler durch Kameragrundrauschen bei verschiedenen Kameras [12, S. 267]	28
2.13	Systematischer Korrelationsfehler für Messungen an einer Ebene und an einer Kugel als Funktion der Facettengröße [27]	29
2.14	Kalibrierungsvorgang samt Scheibe, grüne Markierungen den erkannten Ecken und Koordinatensystem in der Mitte der Scheibe	30
2.15	Prinzip der Lochkamera[36]	31
2.16	Kalibrierungsparameter [24, S. 63]	31
2.17	Blendenring (2) und Feststellrädchen (1) des Kamersobjektivs	32
2.18	Ring für Schärfentiefe (1)	33
2.19	Zehn virtuelle Auswertungspunkte	35
2.20	Korrelationsparameter hier: Einstellungen für die Translationsmessungen (s. Kapitel 3.7)	37
2.21	links: 3D Residuum niedrig (145 Valid Gridpoints gefunden) rechts: 3D Residuum hoch (166 Valid Gridpoints gefunden)	38
2.22	Arduino UNO bzw. Genuino UNO	39
2.23	links: FabScan-Shield rechts: Treiber (vergrößert dargestellt)	40
2.24	Motoransteuerung mit Arduino Uno, FabScan-Shield und Treiber	40
2.25	stark vereinfachter Schrittmotor mit vier Spulen und einer simultanen Ansteuerung von B und C [37]	41
3.1	Gerät zur Feinjustierung der künstlichen Tibia (CAD)	44

3.2	Gerät zur Feinjustierung der künstlichen Tibia	47
3.3	Schneckentrieb und Rotationsmotor	47
3.4	Ausgangsposition des Translationsschlittens	49
3.5	Verkabelung der Motoren mit dem Arduino Board bzw. FabScan-Shield .	50
3.6	links: Fixierung bei den Translationsmessungen rechts: Fixierung bei den Rotationsmessungen	56
3.7	Drei virtuelle Auswertungspunkte und deren Koordinaten vor der Rotation	59
3.8	Drei virtuelle Auswertungspunkte und deren Koordinaten nach der Rotation	60
4.1	Translationsweg (Istwert) und relative Standardabweichung über dem Sollwert	69
4.2	Rotationswinkel (Istwert) und relative Standardabweichung über dem Sollwert	71
5.1	a) übertriebene Darstellung des AP Biegungswinkels der Tibia b) Be- rechnung der posterioralen Verschiebung a durch Vernachlässigung der distalen Verschiebung [1]	78
6.1	Konstruktionszeichnung des Gerätes zur Justierung der künstlichen Tibia .	96
6.2	Explosionszeichnung des Gerätes zur Justierung der künstlichen Tibia . . .	96
6.3	Messstandaufbau für die Translationsmessungen	97
6.4	Messstandaufbau für die Rotationsmessungen	97
6.5	Abstand zwischen den Kameras	98
6.6	links: Abstand zwischen linker Kamera und Messoberfläche rechts: Abstand zwischen rechter Kamera und Messoberfläche	98

Tabellenverzeichnis

0.1	Abkürzungsverzeichnis	8
3.1	Messplan Translation	52
3.2	Messplan Rotation	53
3.3	Messplan Grundrauschen	54
3.4	Messplan Grundrauschen Nr. 2	55
3.5	Translation: Einstellungen im Versuchsaufbau und in Istra4D	63
3.6	Rotation: Einstellungen am Versuchsaufbau und in Istra4D	64
3.7	Grundrauschen: Einstellungen am Versuchsaufbau und in Istra4D	65
3.8	Grundrauschen Nr. 2: Einstellungen am Versuchsaufbau	66
4.1	Translation: Ergebnisse	68
4.2	Translation: Auswertung	68
4.3	Rotation: Ergebnisse	70
4.4	Rotation: Auswertung	70
4.5	Translation: Ausschnitt aus den Auswertungen	72
4.6	Rotation: Ausschnitt aus den Auswertungen	72
4.7	Verschiebung eines Punktes der Rotation; unterteilt in Totale Verschiebung, X- und Z-Richtung	73
4.8	Grundrauschen: Auswertung	75
4.9	Grundrauschen Nr. 2: Ergebnisse	76
6.1	Zehn Auswertungspunkte in einer Translationsmessung von 5 mm. Diese Tabelle zeigt die Verschiebung von zehn Auswertungspunkten einer Messung im Verlauf des Messvorgangs. Die einzelnen Spalten beinhalten die einzelnen Auswertungspunkte der Messung. Die einzelnen Zeilen sind die Bilder, die während der Messung aufgenommen wurden. Sie zeigen die Verschiebung des jeweiligen Punktes in Relation zum Referenzbild. Zu sehen ist, dass die endgültige Verschiebung für jeden Auswertungspunkt unterschiedlich ist, obwohl es sich um dieselbe Messung handelt. Es zeigt sich der Einfluss des Rauschens.	92
6.2	Verschiebung eines Auswertungspunktes pro Rotationsmessung, unterteilt in X-, Y- und Z-Richtung und totale Verschiebung. Graue Werte wurden aus der Auswertung herausgenommen.	93

6.3	Grundrauschen Nr. 1: Verschiebungen des Auswertungspunktes in den zehn Messungen entlang, der Einzelbilder jeder Messung. Die Zeilen sind die einzelnen Bilder jeder Messung. Die Spalten geben die einzelnen Messungen wieder. Grau hinterlegte Werte fallen stark heraus und sind aus der Auswertung herausgenommen.	94
6.4	Grundrauschen Nr. 2: Verschiebungen des Auswertungspunktes in den zehn Messungen, entlang der Einzelbilder jeder Messung. Die Zeilen sind die einzelnen Bilder jeder Messung. Die Spalten geben die einzelnen Messungen wieder.	95

Literaturverzeichnis

- [1] P.-F. Yang, M. Sanno, B. Ganse, T. Koy, G.-P. Bruggemann, L. P. Müller, and J. Rittweger. Torsion and antero-posterior bending in the in vivo human tibia loading regimes during walking and running. *PloS one*, 9:e94525, 2014.
- [2] R. P. Main and A. A. Biewener. Ontogenetic patterns of limb loading, in vivo bone strains and growth in the goat radius. *The Journal of Experimental Biology*, 207:2577–88, Jul 2004.
- [3] P. Augat, H. Reeb, and L. E. Claes. Prediction of fracture load at different skeletal sites by geometric properties of the cortical shell. *Journal of Bone and Mineral Research : the official journal of the American Society for Bone and Mineral Research*, 11:1356–63, Sep 1996.
- [4] R. F. Capozza, S. Feldman, P. Mortarino, P. S. Reina, H. Schiessl, J. Rittweger, J. L. Ferretti, and G. R. Cointy. Structural analysis of the human tibia by tomographic (pQCT) serial scans. *Journal of Anatomy*, 216:470–481, Apr 2010.
- [5] D. E. Lieberman, J. D. Polk, and B. Demes. Predicting long bone loading from cross-sectional geometry. *American Journal of Physical Anthropology*, 123:156–171, Feb 2004.
- [6] X. Wang and G. L. Niebur. Microdamage propagation in trabecular bone due to changes in loading mode. *Journal of Biomechanics*, 39:781–790, 2006.
- [7] W. Kahle, H. Leonhardt, and W. Platzer. *Taschenatlas der Anatomie für Studium und Praxis, Band 1: Bewegungsapparat*. Georg Thieme Verlag Stuttgart, 1975.
- [8] U. Bommas-Ebert, P. Teubner, and R. Voß. *Kurzlehrbuch Anatomie und Embryologie*. Thieme, Stuttgart, 2011.
- [9] F. Paulsen and J. Waschke, editors. *Sobotta Atlas der Anatomie des Menschen, Band 3: Untere Extremitäten*. Urban & Fischer Verlag, München, 2013.
- [10] T. H. Schiebeler and H.-W. Korf. *Anatomie*. Steinkopff-Verlag, Heidelberg, 2007.
- [11] Lecturoi. Website. Anatomie der unteren Extremitäten – Muskulatur von Unterschenkel und Fuß, 2018.
- [12] T. Siebert, T. Becker, K. Spilthof, I. Neumann, and R. Krupka. Error estimations in digital image correlation technique. *Applied Mechanics and Materials*, 7-8:265–270, 08 2007.

- [13] M. A. Sutton, J. J. Orteu, and H. W. Schreier. *Image Correlation for Shape, Motion and Deformation Measurements Basic Concepts, Theory and Applications*. Springer Science+Business Media, 2010.
- [14] E. B. de Assis and F. Evangelista J. Development of Digital Image Correlation tool to determine displacements and strains in mechanical testing. In *CILAMCE 2017: XXXVIII Iberian-Latin American Congress on Computational Methods in Engineering*. CILAMCE 2017, Florianópolis, Santa Caterina, Brasilien, 01 2017.
- [15] M. A. Sutton, J. Yan, V. Tiwari, H. W. Schreier, and J. J. Orteu. The Effect of Out of Plane Motion on 2D and 3D Digital Image Correlation Measurements. *Optics and Lasers in Engineering*, 46:746–757, 10 2008.
- [16] N. McCormick and J. Lord. Digital Image Correlation. *Materials Today*, 13:52–54, 12 2010.
- [17] X. Li, W. Xu, M. A. Sutton, and M. Mello. Nanoscale deformation and cracking studies of advanced metal evaporated magnetic tapes using atomic force microscopy and digital image correlation techniques. *Materials Science and Technology*, 22:835–844, 07 2006.
- [18] M. A. Sutton, N. Li, D. C. Joy, A. P. Reynolds, and X. Li. Scanning electron microscopy for quantitative small and large deformation measurements Part I: SEM imaging at magnifications from 200 to 10,000. *Experimental Mechanics*, 47:775–787, 12 2007.
- [19] M. Burger, F. Neitzeland, and R. Lichtenberger. Einsatzpotential der digitalen Bildkorrelation zur Bauwerksüberwachung. In W. Lienhart, editor, *Ingenieurvermessung 17, Graz. Österreich*, 04 2017.
- [20] Website von Dantec Dynamics GmbH. Q-400 DIC - Digital Image Correlation System - Measurement of Shape, Displacement and Strain, 2019.
- [21] R. Lichtenberger and T. Siebert. 3D Verformungsmessung mit mehr als 2 Kameras und digitaler Bildkorrelation. Modellansatz und Anwendung. 4. *Fachseminar Optische Prüf- und Messverfahren*, 2015.
- [22] Website von Limes Meßtechnik und Software GmbH. Q400 DIC Bildkorrelation: Messprinzip, 2018.
- [23] Website von Limes Meßtechnik und Software GmbH. Q400 DIC-Digital Image Correlation: Anwendungen, 2018.
- [24] DantecDynamics. *Istra4D Software Manuel Q-400 System v2.6.1*, 2014.
- [25] Dipl.-Ing. B. Gorny. Einsatzmöglichkeiten und Anwendungsgrenzen der digitalen Bildkorrelation zur Frühdetektion struktureller und funktioneller Schädigungen und Versagensvorhersage in metallischen Werkstoffen, Werkstoffverbunden und Verbundwerkstoffen. Master’s thesis, Universität Paderborn, 2013.

- [26] C. Franck, S. Hong, S. A. Maskarinec, Phd. D. Moore, and G. Ravichandran. Three-dimensional full-field measurements of large deformations in soft materials using confocal microscopy and digital volume correlation. *Experimental Mechanics*, 47:427–438, 05 2007.
- [27] T. Becker, K. Splitthof, T. Siebert, and P. Kletting. Error Estimations of 3D Digital Image Correlation Measurements. Technical report, Dantec Dynamics GmbH, 2006.
- [28] D. Lecompte, S. Bossuyt, S. Cooreman, H. Sol, and J. Vantomme. Study and generation of optimal speckle patterns for DIC. *Proceedings of the SEM Annual Conference and Exposition on Experimental and Applied Mechanics 2007*, 3, 01 2007.
- [29] J. M. Vassoler and E. A. Fancello. Error Analysis of the Digital Image Correlation Method. *Mecánica Computacional Vol XXIX*, págs. 6149-6161 (artículo completo), 2010.
- [30] C. Herbst and K. Splitthof. *Q400 Application Note-T-Q400-Basics-3DCORR-002a-EN: 400 Basics of 3D Digital Image Correlation*, 2006.
- [31] A. Grün. Adaptive kleinste Quadrate Korrelation und geometrische Zusatzinformationen. *Vermessung, Photogrammetrie, Kulturtechnik : VPK = Mensuration, photogrammétrie, génie rural*, 83:309–312, 01 1985.
- [32] M. Ockermüller. Theoretische und experimentelle Untersuchungen zum Verfahren Least Squares Matching zur automatisierten Messung homologer Bildstellen mit Subpixel-Auflösung. Master’s thesis, Technische Universität Wien, 2012.
- [33] F. Bethmann and T. Luhmann. Kleinste-Quadrate-Zuordnung mit erweiterten geometrischen Transformationen (engl. Least-squares matching with advanced geometric transformation models). *PFG Photogrammetrie, Fernerkundung, Geoinformation*, 2011(2):57–69, 03 2011.
- [34] Vortragsslides von Correlated Solutions Inc. Digital Image Correlation: Overview of Principles and Software.
- [35] J. Réthoré, A. Gravouil, F. Morestin, and A. Combescure. Estimation of mixed-mode stress intensity factors using digital image correlation and an interaction integral. *International Journal of Fracture*, 132:65–79, 03 2005.
- [36] N. Canterakis. Vorlesungsslides der Albert-Ludwigs-Universität Freiburg. Computer Vision I.
- [37] E. Bartmann. *Die elektronische Welt mit Arduino entdecken*. O’Reilly Verlag GmbH & Co. KG, Köln, 2014.
- [38] M. Schmidt. *Arduino – Ein schneller Einstieg in die Microcontroller-Entwicklung*. dpunkt.verlag GmbH, Heidelberg, 2015.

- [39] M. Goebel. *Geometrie von distalem Femur und proximaler Tibia und simulierte Implantation von Kniegelenksendoprothesensystemen*. PhD thesis, Technische Universität München, 2000.

Anhang

Tabelle 6.1: Zehn Auswertungspunkte in einer Translationsmessung von 5 mm.

Diese Tabelle zeigt die Verschiebung von zehn Auswertungspunkten einer Messung im Verlauf des Messvorgangs. Die einzelnen Spalten beinhalten die einzelnen Auswertungspunkte der Messung. Die einzelnen Zeilen sind die Bilder, die während der Messung aufgenommen wurden. Sie zeigen die Verschiebung des jeweiligen Punktes in Relation zum Referenzbild. Zu sehen ist, dass die endgültige Verschiebung für jeden Auswertungspunkt unterschiedlich ist, obwohl es sich um dieselbe Messung handelt. Es zeigt sich der Einfluss des Rauschens.

Auswertungspunkte Nr. / Verschiebung in mm										
Bild Nr.	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
1	0,00337	0,00221	0,00277	0,00246	0,00216	0,00268	0,00233	0,00219	0,00194	0,00187
2	0,00279	0,00271	0,00280	0,00278	0,00288	0,00289	0,00249	0,00232	0,00271	0,00274
3	0,00208	0,00126	0,00175	0,00156	0,00138	0,00178	0,00164	0,00162	0,00134	0,00116
4	0,00094	0,00079	0,00080	0,00091	0,00091	0,00129	0,00086	0,00083	0,00098	0,00111
5	0,00384	0,00376	0,00394	0,00338	0,00336	0,00347	0,00357	0,00305	0,00311	0,00306
6	0,00302	0,00318	0,00355	0,00287	0,00297	0,00348	0,00283	0,00302	0,00264	0,00278
7	0,13932	0,14070	0,13920	0,14051	0,14079	0,14222	0,14099	0,14155	0,14159	0,14305
8	0,90193	0,90039	0,90081	0,90156	0,90105	0,90146	0,90028	0,90018	0,89992	0,90010
9	1,65232	1,65282	1,65171	1,65275	1,65280	1,65379	1,65277	1,65290	1,65337	1,65421
10	2,43487	2,43462	2,43449	2,43529	2,43485	2,43601	2,43479	2,43480	2,43464	2,43529
11	3,20845	3,20837	3,20783	3,20865	3,20833	3,20941	3,20820	3,20830	3,20853	3,20926
12	3,98485	3,98532	3,98435	3,98590	3,98532	3,98698	3,98529	3,98589	3,98592	3,98660
13	4,73390	4,73395	4,73330	4,73480	4,73422	4,73539	4,73375	4,73459	4,73422	4,73496
14	4,98619	4,98659	4,98574	4,98685	4,98660	4,98765	4,98695	4,98746	4,98744	4,98806
15	4,99954	5,00005	4,99938	5,00037	5,00007	5,00079	5,00010	5,00050	5,00048	5,00106
16	4,99825	4,99892	4,99800	4,99924	4,99901	4,99974	4,99916	4,99973	4,99957	5,00061
17	5,00022	5,00095	5,00001	5,00106	5,00093	5,00157	5,00092	5,00138	5,00132	5,00220
18	4,99989	5,00072	4,99988	5,00076	5,00058	5,00124	5,00073	5,00116	5,00110	5,00188
19	4,99959	5,00038	4,99922	5,00035	5,00033	5,00094	5,00033	5,00084	5,00076	5,00144
20	5,00062	5,00141	5,00036	5,00141	5,00121	5,00173	5,00131	5,00183	5,00185	5,00264
21	5,00005	5,00087	4,99975	5,00095	5,00071	5,00134	5,00102	5,00139	5,00148	5,00220
22	5,00171	5,00232	5,00138	5,00252	5,00227	5,00289	5,00240	5,00278	5,00261	5,00355
23	5,00004	5,00064	4,99973	5,00072	5,00053	5,00108	5,00067	5,00126	5,00104	5,00181
24	5,00089	5,00159	5,00062	5,00176	5,00147	5,00224	5,00151	5,00220	5,00211	5,00296

Tabelle 6.2: Verschiebung eines Auswertepunktes pro Rotationsmessung, unterteilt in X-, Y- und Z-Richtung und totale Verschiebung. Graue Werte wurden aus der Auswertung herausgenommen.

Verschiebung des Punktes in mm (Betrag)											
Winkel in °	Verschiebungsrichtung	Nr. 1	Nr. 2	Nr. 3	Nr. 4	Nr. 5	Nr. 6	Nr. 7	Nr. 8	Nr. 9	Nr. 10
	total	0,9623	0,9552	0,9605	0,9593	0,9654	0,9514	0,9586	0,9614	0,9576	0,9603
	x	0,7446	0,6476	0,6557	0,6540	0,6530	0,6605	0,6557	0,6563	0,6522	0,6572
1,9997	y	0,0626	0,1452	0,1376	0,1428	0,1411	0,1485	0,1414	0,1499	0,1419	0,1486
	z	0,6060	0,6867	0,6880	0,6869	0,6967	0,6681	0,6846	0,6860	0,6863	0,6839
	total	0,7384	0,7359	0,7373	0,7503	0,7383	0,7367	0,7195	0,7340	0,7256	0,7380
	x	0,5011	0,5000	0,5032	0,5136	0,5029	0,5507	0,4796	0,5495	0,5078	0,5035
1,5469	y	0,1069	0,1129	0,1147	0,0461	0,1114	0,0177	0,1092	0,0143	0,1201	0,1142
	z	0,5314	0,5279	0,5263	0,5448	0,5287	0,4888	0,5249	0,4862	0,5040	0,5272
	total	0,4715	0,4682	0,4713	0,4716	0,4757	0,4755	0,4726	0,4759	0,4733	0,4691
	x	0,3259	0,3317	0,3193	0,3179	0,3202	0,3473	0,3167	0,3210	0,3533	0,3479
1,0013	y	0,0625	0,0205	0,0759	0,0699	0,0721	0,0467	0,0743	0,0715	0,0072	0,0416
	z	0,3347	0,3298	0,3381	0,3412	0,3441	0,3211	0,3426	0,3439	0,3147	0,3117
	total	0,3553	0,3466	0,3510	0,3518	0,3502	0,3500	0,3568	0,3549	0,3525	0,3542
	x	0,2624	0,2596	0,2354	0,2399	0,2400	0,2378	0,2645	0,2631	0,2382	0,2386
0,7509	y	0,0034	0,0061	0,0521	0,0543	0,0542	0,0519	0,0049	0,0052	0,0546	0,0537
	z	0,2393	0,2294	0,2550	0,2514	0,2492	0,2515	0,2393	0,2379	0,2539	0,2561
	total	0,2320	0,2333	0,2327	0,2343	0,2289	0,2277	0,2353	0,2323	0,2294	0,2490
	x	0,1578	0,1729	0,1554	0,1726	0,1566	0,1706	0,1553	0,1700	0,1520	0,1452
0,5006	y	0,0355	0,0035	0,0347	0,0039	0,0361	0,0050	0,0345	0,0212	0,0357	0,0319
	z	0,1662	0,1565	0,1696	0,1582	0,1629	0,1506	0,1733	0,1567	0,1680	0,1997
	total	0,1126	0,1121	0,1151	0,1180	0,1128	0,1136	0,1133	0,2422	0,1164	0,1128
	x	0,0847	0,0833	0,0838	0,0865	0,0768	0,0849	0,0757	0,1633	0,0773	0,0810
0,2503	y	0,0033	0,0075	0,0003	0,0006	0,0186	0,0022	0,0190	0,0390	0,0176	0,0101
	z	0,0741	0,0746	0,0788	0,0803	0,0805	0,0755	0,0820	0,1745	0,0851	0,0778
	total	0,0444	0,0468	0,0417	0,0453	0,0455	0,0425	0,0409	0,0434	0,0404	0,0499
	x	0,0313	0,0308	0,0283	0,0320	0,0324	0,0294	0,0301	0,0298	0,0314	0,0334
0,1013	y	0,0076	0,0078	0,0075	0,0043	0,0011	0,0067	0,0028	0,0079	0,0019	0,0010
	z	0,0305	0,0343	0,0297	0,0318	0,0319	0,0300	0,0274	0,0304	0,0253	0,0371
	total	0,0213	0,0254	0,0261	0,0208	0,0221	0,0234	0,0238	0,0244	0,0265	0,0178
	x	0,0134	0,0146	0,0166	0,0138	0,0153	0,0162	0,0147	0,0167	0,0198	0,0138
0,0506	y	0,0044	0,0042	0,0053	0,0036	0,0003	0,0032	0,0049	0,0023	0,0008	0,0014
	z	0,0159	0,0203	0,0194	0,0151	0,0159	0,0165	0,0181	0,0176	0,0176	0,0110
	total	0,0130	0,0086	0,0102	0,0118	0,0155	0,0132	0,0103	0,0098	0,0116	0,0130
	x	0,0084	0,0054	0,0069	0,0062	0,0058	0,0072	0,0076	0,0073	0,0072	0,0040
0,0253	y	0,0008	0,0004	0,0019	0,0021	0,0023	0,0019	0,0019	0,0018	0,0030	0,0027
	z	0,0098	0,0066	0,0072	0,0098	0,0141	0,0109	0,0067	0,0063	0,0086	0,0120
	total	0,0032	0,0026	0,0048	0,0045	0,0034	0,0012	0,0030	0,0013	0,0045	0,0034
	x	0,0008	0,0001	0,0008	0,0005	0,0003	0,0008	0,0012	0,0008	0,0001	0,0013
0,0113	y	0,0011	0,0002	0,0002	0,0015	0,0014	0,0008	0,0018	0,0005	0,0014	0,0020
	z	0,0028	0,0026	0,0047	0,0042	0,0031	0,0001	0,0021	0,0006	0,0043	0,0022

Tabelle 6.3: Grundrauschen Nr. 1: Verschiebungen des Auswertungspunktes in den zehn Messungen entlang, der Einzelbilder jeder Messung.

Die Zeilen sind die einzelnen Bilder jeder Messung. Die Spalten geben die einzelnen Messungen wieder. Grau hinterlegte Werte fallen stark heraus und sind aus der Auswertung herausgenommen.

Messung Nr./Verschiebung des Auswertungspunktes in mm										
Biler Nr.	1 (GR_1)	2 (GR_4)	3 (GR_5)	4 (GR_6)	5 (GR_7)	6 (GR_8)	7 (GR_9)	8 (GR_10)	9 (GR_11)	10 (GR_12)
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
1	0,00172	0,00062	0,00082	0,00043	0,00072	0,00077	0,00078	0,00052	0,00112	0,00112
2	0,00108	0,00077	0,00154	0,00065	0,00146	0,00147	0,00131	0,00089	0,00059	0,00062
3	0,00109	0,00093	0,00143	0,00165	0,00141	0,00086	0,00248	0,00072	0,00130	0,00125
4	0,00074	0,00139	0,00190	0,00044	0,00217	0,00183	0,00356	0,00078	0,00078	0,00111
5	0,00074	0,00285	0,00248	0,00126	0,00237	0,00197	0,00332	0,00085	0,00126	0,00119
6	0,00157	0,00247	0,00263	0,00079	0,00191	0,00216	0,00262	0,00125	0,00072	0,00094
7	0,00140	0,00211	0,00299	0,00055	0,00246	0,00192	0,00336	0,00245	0,00163	0,00176
8	0,00127	0,00171	0,00313	0,00063	0,00252	0,00099	0,00338	0,00143	0,00172	0,00513
9	0,00043	0,00105	0,00285	0,00059	0,00242	0,00081	0,00492	0,00202	0,00171	0,00529
10	0,00099	0,00253	0,00346	0,00094	0,00345	0,00127	0,00466	0,00206	0,00127	0,0124
11	0,00113	0,00246	0,00451	0,00077	0,00171	0,00104	0,00641	0,00153	0,00111	0,0124
12	0,00104	0,00205	0,00429	0,00208	0,00202	0,00081	0,00644	0,00162	0,00385	0,0120
13	0,00084	0,00348	0,00516	0,00062	0,00192	0,00182	0,00540	0,00096	0,00196	0,0133
14	0,00143	0,00478	0,00618	0,00152	0,00211	0,00264	0,00531	0,00118	0,00113	0,0169
15	0,00048	0,00356	0,00624	0,00147	0,00196	0,00247	0,00534	0,00214	0,00189	0,00316
16	0,00092	0,00499	0,00497	0,00066	0,00209	0,00303	0,00560	0,00210	0,00131	0,00510
17	0,00141	0,00428	0,00527	0,00182	0,00313	0,00493	0,00495	0,00262	0,00131	0,00506
18	0,00141	0,00423	0,00546	0,00177	0,00193	0,00519	0,00457	0,00219	0,00243	0,00370
19	0,00209	0,00420	0,00376	0,00071	0,00315	0,00618	0,00522	0,00198	0,00227	0,00402
20	0,00119	0,00390	0,00423	0,00153	0,00373	0,00749	0,00367	0,00280	0,00200	0,00312
21	0,00081	0,00356	0,00348	0,00145	0,00352	0,00798	0,00273	0,00328	0,00310	0,00300
22	0,00151	0,00327	0,00370	0,00304	0,00298	0,00694	0,00305	0,00270	0,00285	0,00350
23	0,00358	0,00287	0,00550	0,00206	0,00372	0,00670	0,00309	0,00312	0,00322	0,00531
24	0,00199	0,00246	0,00517	0,00163	0,00251	0,00584	0,00383	0,00286	0,00228	0,00273

Tabelle 6.4: Grundrauschen Nr. 2: Verschiebungen des Auswertungspunktes in den zehn Messungen, entlang der Einzelbilder jeder Messung.
Die Zeilen sind die einzelnen Bilder jeder Messung. Die Spalten geben die einzelnen Messungen wieder.

Messung Nr./Verschiebung des Auswertepunktes in mm										
Biler Nr.	1 (GR_1)	2 (GR_4)	3 (GR_5)	4 (GR_6)	5 (GR_7)	6 (GR_8)	7 (GR_9)	8 (GR_10)	9 (GR_11)	10 (GR_12)
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
1	0,00040	0,00072	0,00177	0,00081	0,00281	0,00124	0,00073	0,00043	0,00129	0,00081
2	0,00138	0,00180	0,00263	0,00117	0,00165	0,00052	0,00116	0,00063	0,00204	0,00386
3	0,00245	0,00242	0,00354	0,00138	0,00014	0,00123	0,00254	0,00126	0,00190	0,00476
4	0,00164	0,00286	0,00312	0,00068	0,00106	0,00186	0,00143	0,00233	0,00143	0,00503
5	0,00094	0,00427	0,00256	0,00118	0,00113	0,00191	0,00054	0,00306	0,00172	0,00368
6	0,00310	0,00403	0,00140	0,00186	0,00127	0,00167	0,00162	0,00276	0,00199	0,00448
7	0,00135	0,00372	0,00587	0,00456	0,00098	0,00098	0,00132	0,00297	0,00267	0,00452
8	0,00362	0,00262	0,00273	0,00316	0,00154	0,00165	0,00128	0,00257	0,00179	0,00381
9	0,00347	0,00293	0,00224	0,00411	0,00272	0,00100	0,00122	0,00177	0,00219	0,00449
10	0,00193	0,00155	0,00190	0,00363	0,00212	0,00145	0,00271	0,00172	0,00232	0,00456
11	0,00102	0,00175	0,00161	0,00201	0,00358	0,00370	0,00189	0,00570	0,00260	0,00463
12	0,00128	0,00262	0,00108	0,00212	0,00278	0,00227	0,00124	0,00202	0,00127	0,00646
13	0,00110	0,00192	0,00104	0,00256	0,00336	0,00454	0,00212	0,00262	0,00261	0,00593
14	0,00151	0,00176	0,00238	0,00284	0,00371	0,00430	0,00157	0,00178	0,00178	0,00547
15	0,00096	0,00219	0,00264	0,00160	0,00313	0,00219	0,00281	0,00388	0,00269	0,00473
16	0,00159	0,00230	0,00110	0,00226	0,00279	0,00166	0,00088	0,00303	0,00249	0,00454
17	0,00121	0,00110	0,00131	0,00171	0,00379	0,00155	0,00091	0,00194	0,00194	0,00544
18	0,00072	0,00106	0,00168	0,00114	0,00329	0,00307	0,00106	0,00240	0,00257	0,00513
19	0,00215	0,00091	0,00116	0,00161	0,00380	0,00408	0,00105	0,00325	0,00302	0,00573
20	0,00169	0,00089	0,00130	0,00086	0,00253	0,00248	0,00195	0,00286	0,00339	0,00595
21	0,00105	0,00180	0,00152	0,00127	0,00446	0,00138	0,00129	0,00125	0,00208	0,00448
22	0,00099	0,00214	0,00128	0,00204	0,00541	0,00176	0,00206	0,00191	0,00219	0,00557
23	0,00056	0,00157	0,00220	0,00294	0,00434	0,00148	0,00266	0,00156	0,00127	0,00607
24	0,00165	0,00171	0,00277	0,00169	0,00444	0,00091	0,00117	0,00089	0,00124	0,00554

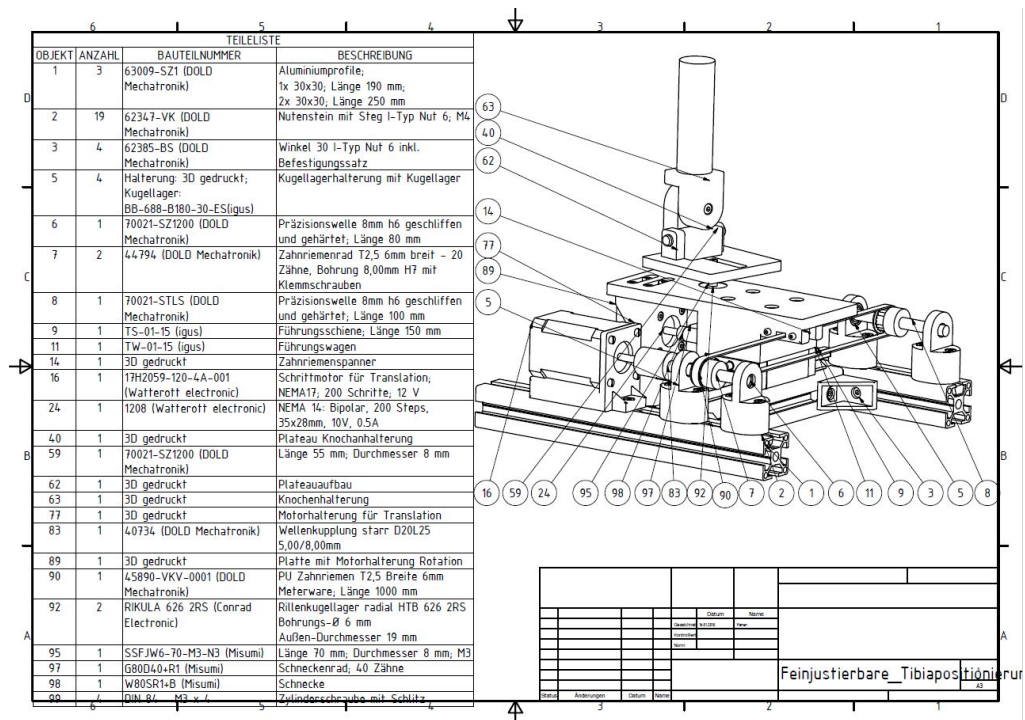


Abbildung 6.1: Konstruktionszeichnung des Gerätes zur Justierung der künstlichen Tibia

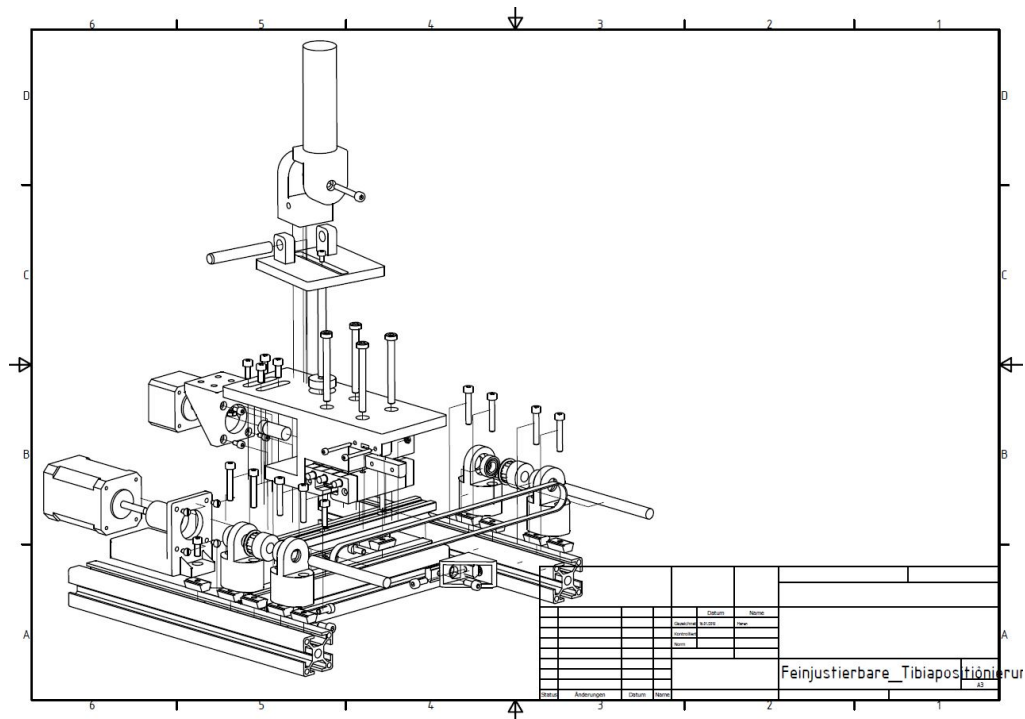


Abbildung 6.2: Explosionszeichnung des Gerätes zur Justierung der künstlichen Tibia

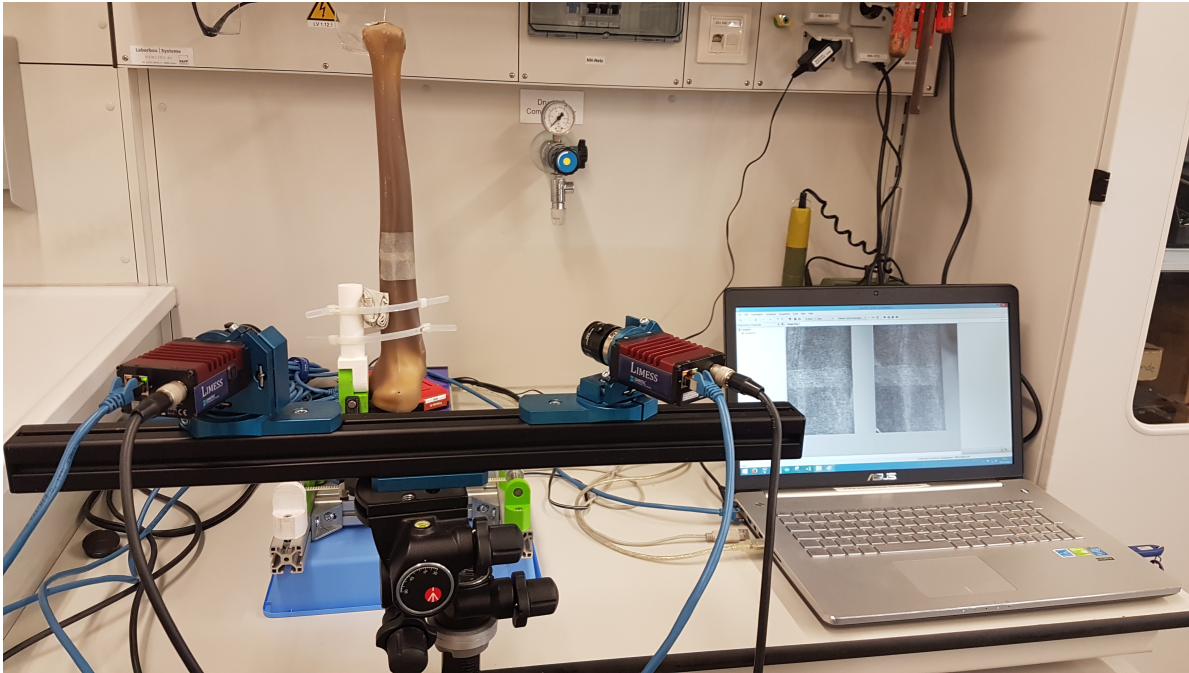


Abbildung 6.3: Messstandaufbau für die Translationsmessungen

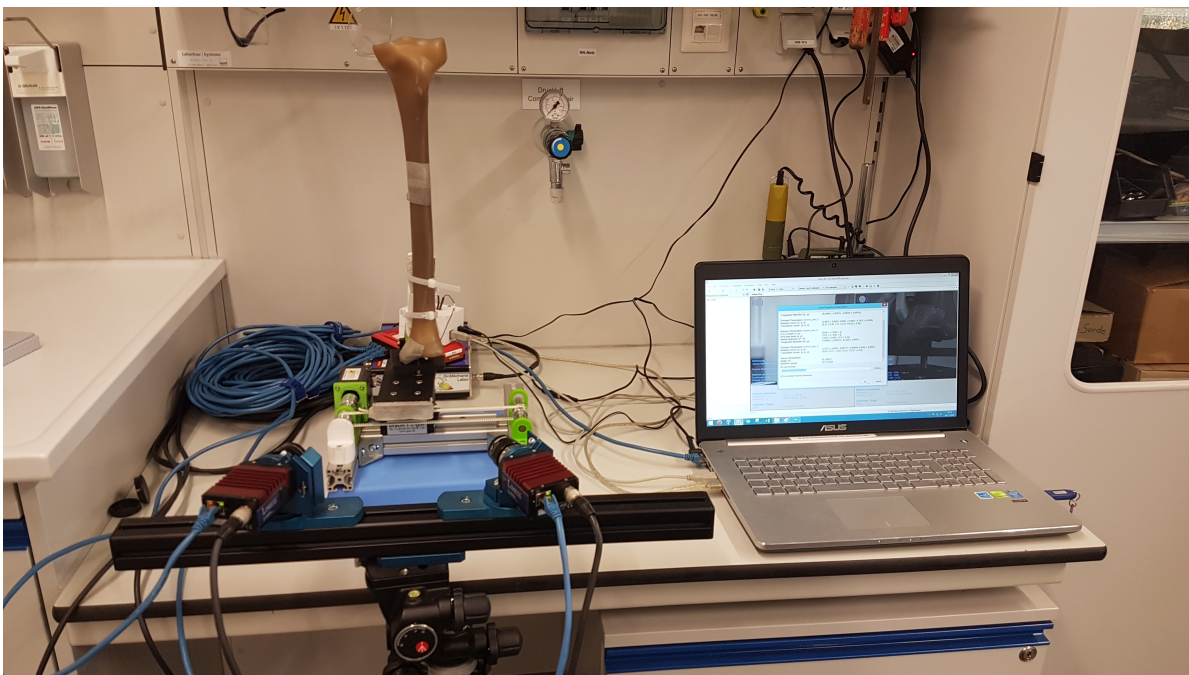


Abbildung 6.4: Messstandaufbau für die Rotationsmessungen

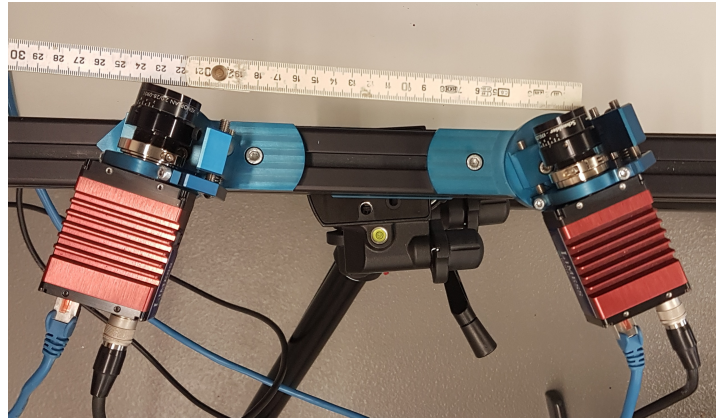


Abbildung 6.5: Abstand zwischen den Kameras

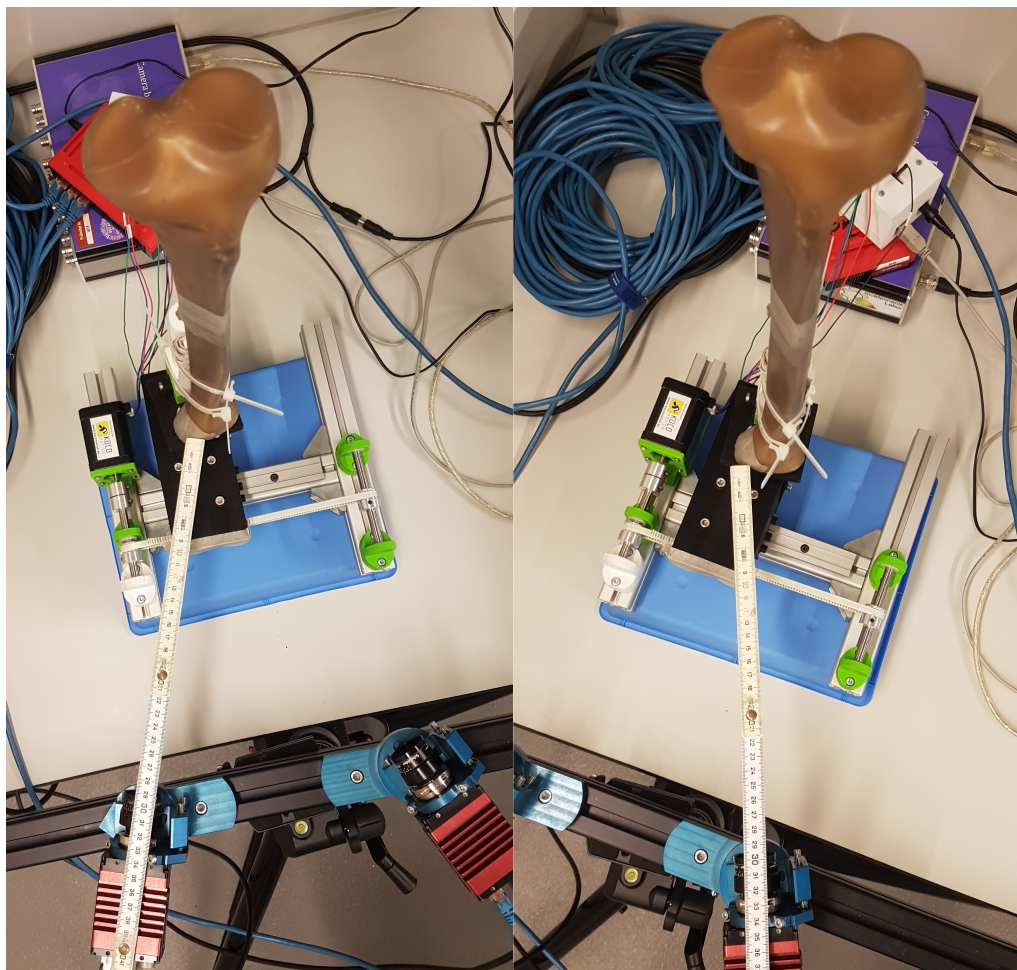


Abbildung 6.6: links: Abstand zwischen linker Kamera und Messoberfläche
rechts: Abstand zwischen rechter Kamera und Messoberfläche

Arduino Sketch

```
// Created by Yvan / https://Brainy-Bits.com
// Änderungen von Maren Mund

#include "AccelStepper.h"
// Library created by Mike McCauley at http://www.airspayce.com/mikem/arduino/AccelStepper/
// AccelStepper Setup

AccelStepper stepperX(1, 3, 4); // 1 = Easy Driver interface
// UNO Pin 3 connected to STEP pin of Easy Driver for translation
// UNO Pin 4 connected to DIR pin of Easy Drive for translation

AccelStepper stepperZ(1, 6, 7); // 1 = Easy Driver interface
// UNO Pin 6 connected to STEP pin of Easy Driver for rotation
// UNO Pin 7 connected to DIR pin of Easy Driver for rotation

// Stepper Travel Variables
long TravelX; // Used to store the X value entered in the Serial Monitor
long TravelZ; // Used to store the Z value entered in the Serial Monitor

int move_finished=1; // Used to check if move is completed

void setup() {

  Serial.begin(9600); // Start the Serial monitor with speed of 9600 Bauds

  // Print out Instructions on the Serial Monitor at Start
  Serial.println("Enter Travel distance seperated by a comma: X,Z ");
  Serial.print("Enter Move Values Now: ");

  // Set Max Speed and Acceleration of each Steppers
  stepperX.setMaxSpeed(200.0); // Set Max Speed of translation Stepper
  stepperX.setAcceleration(200.0); // Acceleration of translation Stepper

  stepperZ.setMaxSpeed(7000.0); // Set Max Speed of rotation Stepper
  stepperZ.setAcceleration(1000.0); // Acceleration of rotation Stepper

}

void loop() {

  while (Serial.available()>0)
  // Check if values are available in the Serial Buffer
```



```
move_finished=0; // Set variable for checking move of the Steppers

TravelX= Serial.parseInt(); // Put First numeric value from buffer in TravelX variable
Serial.print(TravelX);
Serial.print(" X Travel , ");

TravelZ= Serial.parseInt(); // Put Second numeric value from buffer in TravelZ variable
Serial.print(TravelZ);
Serial.println(" Y Travel ");

if ((TravelX >=0) && (TravelX<=4500)) {
stepperX.moveTo(TravelX); // Set new move position for translation Stepper
stepperZ.moveTo(TravelZ); // Set new move position for rotation Stepper
delay(1000); // Wait 1 seconds before moving the Steppers
Serial.print("Moving Steppers into position...");
}
else {
Serial.print("Falscher Wert...");
stepperX.stop();
stepperZ.stop();
TravelX = 0;
TravelZ = 0;
}
}

// Check if the Steppers have reached desired position
if ((stepperX.distanceToGo() != 0) || (stepperZ.distanceToGo() !=0)) {

stepperX.run(); // Move translation Stepper into position
stepperZ.run(); // Move rotation Stepper into position
}

// If move is completed display message on Serial Monitor
if ((move_finished == 0) && (stepperX.distanceToGo() == 0) && (stepperZ.distanceToGo()
== 0)) {
Serial.println("COMPLETED!");
Serial.println("");
Serial.println("Enter Next Move Values (0,0 for reset): "); // Get ready for new Serial
monitor values
move_finished=1; // Reset move variable
}
}
```